

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE,
CONCENTRATION TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M. Ing.

PAR
Maxime ÉMARD

CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES POUR LA PROTECTION DES PORTEURS DE
COLONNE HUMAINE

MONTREAL, LE 31 JANVIER 2014



Maxime Émard, 2014



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY
CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Pierre-Jean Arnoux, codirecteur de mémoire
Laboratoire de Biomécanique Appliquée à l'Université d'Aix-Marseille

M. Pierre Bélanger, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Carl-Éric Aubin, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École Polytechnique de Montréal

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 29 JANVIER 2014

AU SIÈGE SOCIAL INTERNATIONAL DU CIRQUE SU SOLEIL

REMERCIEMENTS

J'aimerais d'abord remercier mon directeur Yvan Petit et mon codirecteur Pierre-Jean Arnoux, pour m'avoir proposé un projet de recherche stimulant. Merci à Yvan pour son soutien et l'indépendance qu'il m'a accordée tout au long du projet. Merci à Pierre-Jean pour m'avoir accueilli chaleureusement dans son laboratoire.

Merci à Bernard Petiot et initialement Garry Savage pour m'avoir donné l'opportunité de travailler conjointement avec une entreprise québécoise qui me rend fier. Merci aussi à tous les intervenants du Cirque du Soleil qui ont montrés un réel intérêt pour le projet.

Je tiens également à remercier Carl-Éric Aubin et les étudiants de Polytechnique avec qui j'ai débuté ce projet. Ils m'ont intégré comme un des leurs et m'ont vraiment impressionné par leur professionnalisme et leur complicité.

Merci aux thésards de Marseille pour leur accueil. Merci à Dominic Boisclair, qui m'a apporté son soutien lorsque j'en avais besoin. Merci à Léo Fradet, qui m'a accueilli chez lui et m'a aidé à m'intégrer en France.

Je remercie aussi les membres du LIO-HSCM, particulièrement Fanny, Jérémie, Jaëlle, Alexandre, Simon et Francis, qui ont rendu ma vie quotidienne beaucoup plus agréable. Merci à Éric Wagnac pour son aide et pour avoir partagé avec moi ses expériences à Marseille et au Cirque.

Finalement, je remercie profondément mes parents envers qui je suis infiniment reconnaissant pour tout leur amour et leur soutien.

CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES POUR LA PROTECTION DES PORTEURS DE COLONNE HUMAINE

Maxime ÉMARD

RÉSUMÉ

Les colonnes humaines sont des manœuvres acrobatiques avec un potentiel de blessure élevé à long terme, selon les données du Cirque du Soleil (CDS). Les artistes les plus touchés sont les porteurs de base qui doivent supporter la totalité de la charge. Les structures anatomiques les plus à risque sont le rachis et l'épaule. Aucune donnée dans la littérature n'est disponible concernant la problématique des porteurs de colonne humaine et aucun équipement de protection sur le marché ne serait adapté à cette problématique.

L'objectif principal de cette étude vise la conception d'un dispositif de protection qui pourrait réduire la vulnérabilité des porteurs de colonne humaine. Pour ce faire, les objectifs spécifiques de cette étude sont :

1. Analyser la biomécanique des performances acrobatiques des porteurs de colonne humaine du Cirque du Soleil;
2. Proposer un nouveau dispositif de protection individuelle pour porteur de colonne humaine selon un développement de produit basé sur l'analyse fonctionnelle.

Pour répondre au premier objectif, des essais biomécaniques préliminaires ont été réalisés avec des artistes du CDS lors de la formation d'une colonne humaine. Ces essais ont permis d'évaluer la cinématique à partir d'un système optoélectronique. Pour répondre au second objectif, un cahier des charges fonctionnel a été élaboré et a permis de sélectionner un concept préliminaire. Ce concept a été optimisé et a mené à la fabrication d'un prototype fonctionnel ajusté à la physiologie d'un porteur de colonne humaine.

Les résultats de l'analyse biomécanique montrent certaines tendances au niveau de la cinématique des porteurs des colonnes humaines, principalement une extension du rachis thoracique et une certaine variation angulaire dans les plans frontal et médian. Le prototype de dispositif de protection proposé permet de réduire les risques de blessure en transférant une partie de la charge appliquée sur les structures anatomiques critiques.

Mots clés : colonnes humaines, cirque, rachis, épaule, dispositif de protection

CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES POUR LA PROTECTION DES PORTEURS DE COLONNE HUMAINE

Maxime ÉMARD

ABSTRACT

Human columns are acrobatic manoeuvres with a high risk for long-term injury, according to data from Cirque du Soleil (CDS). The most affected artists are the base porters who must support the entire weight of the column. The anatomical structures most at risk are the spine and the shoulder. No data in the literature is available regarding the issue of human columns' base porters and no current protective equipment would be suitable for this problem.

The main objective of this study is to design a protective device that could reduce the vulnerability of human columns' base porters. To do this, the specific objectives of this study are:

1. To analyse the biomechanics of the acrobatic performance of humans columns' base porters of Cirque du Soleil;
2. To propose a new individual protective device for human columns' base porters using a product development method based on functional analysis.

To meet the first objective, preliminary biomechanical tests were performed with artists of CDS during the formation of a human column. These tests were used to evaluate the kinematics using an optoelectronic system. To meet the second objective, functional specifications were developed and used to select a preliminary concept. This concept has been optimized and led to the fabrication of a functional prototype adjusted to the physiognomy of a human columns' base porter.

The results of the biomechanical analysis show some tendencies in the kinematics of the human columns' base porters, mainly an extension of the thoracic spine and some angular variation in the frontal and median planes. The proposed prototype of protective device reduces the risk of injury by transferring a part of the weight applied on critical anatomical structures.

Keywords: human columns, circus, spine, shoulder, protective device

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES.....	3
1.1 Introduction.....	3
1.2 Les porteurs de colonne humaine	4
1.2.1 Technique.....	4
1.2.2 Amplitudes de mouvement	6
1.2.3 Lésions observées	6
1.2.4 Conditions d'utilisation d'un dispositif de protection	7
1.3 Biomécanique du rachis et de l'épaule	8
1.3.1 Anatomie fonctionnelle du rachis et de l'épaule.....	9
1.3.1.1 Anatomie fonctionnelle du rachis	9
1.3.1.2 Anatomie fonctionnelle de l'épaule	15
1.3.2 Mécanismes lésionnels.....	20
1.4 Systèmes de protection et de transport de charge existants	22
1.4.1 Protection du rachis et de l'épaule	22
1.4.2 Les paramètres du transport de charge.....	27
1.4.2.1 Position optimale de la charge	28
1.4.2.2 Facteurs influençant la respiration	28
1.4.2.3 Systèmes de répartition de la charge.....	29
1.5 Méthodes d'analyse et d'évaluation.....	31
1.5.1 Méthodes d'analyse de la biomécanique du mouvement humain	31
1.5.2 Méthodes d'évaluation de la performance d'un dispositif individuel	35
1.6 Synthèse de la revue des connaissances.....	37
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET APPROCHE	
MÉTHODOLOGIQUE.....	39
2.1 Problématique	39
2.2 Objectifs spécifiques.....	39
2.3 Approche méthodologique et limites	40
CHAPITRE 3 ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE D'UNE COLONNE	
HUMAINE.....	43
3.1 Objectifs.....	43
3.2 Méthodologie	43
3.2.1 Acquisition des données	43
3.2.2 Traitement des données.....	45
3.2.3 Méthode d'évaluation de la cinématique	46
3.3 Résultats.....	47
3.4 Analyse de la cinématique	49
3.4.1 Phases de l'acquisition.....	49

3.4.2	Comparaison de la posture.....	52
3.4.3	Cinématique du rachis.....	54
3.4.4	Évolution des angles articulaires	58
3.5	Conclusion	59
CHAPITRE 4 CONCEPTION D'UN DISPOSITIF DE PROTECTION POUR		
	PORTEUR DE COLONNE HUMAINE	61
4.1	Contexte	61
4.2	Méthodologie	62
4.2.1	Cahier des charges fonctionnel révisé.....	62
4.2.1.1	Fonctions.....	63
4.2.1.2	Contraintes	64
4.2.1.3	Analyse fonctionnelle	65
4.2.2	Concept préliminaire.....	67
4.2.3	Optimisation du concept préliminaire.....	69
4.2.4	Fabrication d'un prototype fonctionnel	71
4.3	Solution finale du dispositif de protection pour porteur de colonne humaine.....	72
4.3.1	Concept optimisé	72
4.3.1.1	Mode de transmission de la charge.....	72
4.3.1.2	Fixation et stabilité du dispositif.....	73
4.3.1.3	Mobilité.....	75
4.3.1.4	Communication.....	76
4.3.2	Prototype virtuel complet de l'exosquelette	77
4.3.3	Prototype fonctionnel.....	78
4.4	Conclusion	80
CHAPITRE 5 DISCUSSION.....		
5.1	Intervention sur la mobilité de l'artiste.....	83
5.2	Limites de l'analyse biomécanique préliminaire et recommandations.....	84
5.3	Valeurs du cahier des charges à déterminer.....	85
5.4	Pistes d'amélioration du prototype fonctionnel	85
5.5	Méthode d'évaluation	88
CONCLUSION.....		91
ANNEXE I	TERMINOLOGIE ANATOMIQUE	93
ANNEXE II	PROCÉDURE D'ACQUISITION DE L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE	99
ANNEXE III	CALCULS DES ANGLES D'ORIENTATIONS ARTICULAIRES D'APRÈS LA POSITION DE MARQUEURS	105
ANNEXE IV	ANGLES D'ORIENTATIONS ARTICULAIRES LORS DE L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE.....	111

ANNEXE V	PLAGES DE TEMPS DES PHASES DE L'ACQUISITION DE L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE.....	117
ANNEXE VI	ANGLES ARTICULAIRES MOYENS ET ÉCARTS RELATIFS LORS DES PHASES 1 ET 2 DE L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE	119
ANNEXE VII	PROTOCOLE D'ANALYSE DE LA MOBILITÉ DU RACHIS THORACO-LOMBAIRE LORS DE SUPPORT DE CHARGE	123
ANNEXE VIII	CALCUL DES PONDÉRATIONS DES FONCTIONS DU CAHIER DES CHARGES	127
ANNEXE IX	PROTOCOLE D'ÉVALUATION D'UN DISPOSITIF DE PROTECTION POUR PORTEUR DE COLONNE HUMAINE	129
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		133

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Amplitudes articulaires des porteurs de colonne humaine.....6
Tableau 1.2	Principales atteintes selon le Common base porter's injuries.....7
Tableau 1.3	Amplitude de mouvement du rachis11
Tableau 1.4	Amplitudes de mouvement de l'épaule.....16
Tableau 1.5	Principaux muscles impliqués dans les mouvements de l'épaule18
Tableau 4.1	Importance quantifiée par le coefficient K.....65
Tableau 4.2	Tableau des fonctions.....66
Tableau 4.3	Tableau des contraintes67
Tableau 4.4	Avantages et inconvénients des modes de transmission de la charge.....73
Tableau 5.1	Méthodes proposées pour évaluer les fonctions du dispositif de protection.....88
Tableau 5.2	Méthodes d'évaluation des contraintes89

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Diagramme du lien entre la revue des systèmes existants et la conception4
Figure 1.2	Exemple de colonne humaine classique à trois personnes.....5
Figure 1.3	Régions et courbures physiologiques du rachis9
Figure 1.4	Orientation des facettes articulaires pour la région : a) cervicale; b) thoracique; c) lombaire;11
Figure 1.5	Muscles du rachis : a) grand droit; b) érecteurs du rachis; c) obliques externes; d) obliques internes;.....12
Figure 1.6	Ligaments du rachis13
Figure 1.7	Disque intervertébral.....14
Figure 1.8	Coupe transverse d'un segment de moelle épinière dans une vertèbre.....14
Figure 1.9	Structures osseuses et articulations de l'épaule15
Figure 1.10	Muscles de l'épaule.....17
Figure 1.11	Ligaments et tendons de l'épaule19
Figure 1.12	Plexus brachial19
Figure 1.13	Disque intervertébral hernié.....20
Figure 1.14	Spondylolisthésis.....21
Figure 1.15	Ceinture lombaire.....23
Figure 1.16	Modèles de protèges-cou (Football) : A) A-Force Neck Collar; B) Cowboy Collar; C) Col en mousse.....24
Figure 1.17	Protecteur cervical pour les motocyclistes (Leatt brace GPX Pro Lite)25
Figure 1.18	A) Épaulières Reebok KFS Hybrid; B) Protecteur Spidi Defender Back&Chest26

Figure 1.19	Vêtements de compression : A) Collants de compression Skins A400; B) Haut de compression manches longues Skins C400	27
Figure 1.20	Sac à dos avec tiges latérales et ceinture.....	29
Figure 1.21	Exosquelette de sac à dos	30
Figure 1.22	Angle d'un disque intervertébral du rachis lombaire	31
Figure 1.23	Marqueurs utilisés pour évaluer l'angle d'inclinaison vertébrale	32
Figure 1.24	Photographie et schéma du positionnement des marqueurs : A) et B) En position assise; C) et D) À la limite de l'amplitude de mouvement.....	33
Figure 1.25	Amplitudes de mouvement intersegmentaire du rachis lombaire lors d'un soulevé de terre (n=165)	34
Figure 1.26	Angle des articulations dans le plan sagittal	35
Figure 1.27	Banc d'essai avec mannequin instrumenté	36
Figure 2.1	Approche méthodologique du projet.....	40
Figure 3.1	Système de coordonnées du système optoélectronique	44
Figure 3.2	Positionnement des marqueurs sur le porteur	44
Figure 3.4	Montage de l'acquisition de données biomécaniques	45
Figure 3.5	Modèle biomécanique et angles articulaires évalués	46
Figure 3.5	Angles articulaires dans le plan latéral, essai 1	47
Figure 3.6	Angles articulaires dans le plan frontal, essai 1	48
Figure 3.8	Longueurs des segments thoracique et lombaire, essai 1	49
Figure 3.9	Identification des intervalles de temps des phases de l'acquisition, essai 1	50
Figure 3.10	Angles articulaires moyens et écarts relatifs lors de l'essai 1 durant la phase de déplacement.....	51
Figure 3.11	Angles articulaires moyens et écarts relatifs lors de l'essai 1 durant la phase de maintien.....	51

Figure 3.12	Valeurs moyennes des angles articulaires des membres inférieurs durant la phase de maintien.....	52
Figure 3.13	Valeurs moyennes des angles articulaires des segments thoracique et lombaire durant la phase de maintien.....	53
Figure 3.14	Valeurs moyennes des longueurs des segments thoracique et lombaire durant la phase de maintien.....	54
Figure 3.15	Variation relative des angles articulaires des segments thoracique et lombaire, essai 1	55
Figure 3.16	Variation relative des angles articulaires des segments thoracique et lombaire, essai 2	56
Figure 3.17	Variation relative des angles articulaires des segments thoracique et lombaire, essai 3	57
Figure 3.17	Variation relative des angles articulaires moyens des membres inférieurs entre la phase de déplacement et la phase de maintien.....	58
Figure 3.18	Variation relative des angles articulaires moyens des segments thoracique et lombaire entre la phase de déplacement et la phase de maintien	59
Figure 4.1	Diagramme du processus de développement du dispositif de protection pour porteur de colonne humaine.....	62
Figure 4.2	Concept préliminaire de dispositif de protection pour porteur de colonne humaine.....	68
Figure 4.3	Nuage de points 3D Body Scanner	70
Figure 4.4	Création d'un modèle surfacique divisé par segments corporels	70
Figure 4.5	Moule en mousse de polyuréthane	71
Figure 4.6	Modes de transmission de la charge envisagés : a) Postérieur; b) Antéropostérieur; c) Latéral	72
Figure 4.7	Ceinture pelvienne du concept optimisé	74
Figure 4.8	Ceinture thoracique du concept optimisé.....	74
Figure 4.9	Structures de l'exosquelette du concept optimisé	76
Figure 4.10	Structure des épaules du concept optimisé.....	77

Figure 4.11	Prototype virtuel.....	77
Figure 4.12	Prototype fonctionnel d'un dispositif de protection pour porteur de colonne humaine	79
Figure 4.13	Structure du prototype au niveau de l'épaule.....	79
Figure 4.14	Fente de guidage du mouvement.....	80
Figure 5.1	Systèmes de communication tactile	86
Figure 5.2	Support lombaire pour chaise de bureau	87

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CDS	Cirque du Soleil
UQAT	Université du Québec en Abitibi-Témiscamingue
VO ₂ max	Volume d'oxygène maximal
DDL	Degré de liberté
CVF	Capacité vitale forcée
VEMS	Volume expiratoire maximal seconde
DEP	Débit expiratoire de pointe
DEM	Débit expiratoire moyen
F _x	Force selon l'axe des abscisses
F _y	Force selon l'axe des ordonnées
F _z	Force selon l'axe des cotes
M _x	Moment autour de l'axe des abscisses
M _y	Moment autour de l'axe des ordonnées
M _z	Moment autour de l'axe des cotes
PL	Plan latéral
PF	Plan frontal
EMG	Électromyogramme
OPRS	Orthèse Prothèse Rive Sud

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Quantité	Nom de l'unité	Symbole	Détail de l'unité
Angle	Degré	°	-
Force	Newton	N	$(\text{Kg} \cdot \text{m})/\text{s}^2$
Fréquence	Hertz	Hz	s^{-1}
Longueur	Mètre	m	-
Masse	Kilogramme	kg	-
Moment de force	Newton-mètre	Nm	$\text{N} \cdot \text{m}$
Pression	Pascal	Pa	N/m^2
Temps	Seconde	s	-

INTRODUCTION

Les colonnes humaines sont des manœuvres acrobatiques présentes dans une quinzaine de spectacles du Cirque du Soleil (CDS). Les artistes réalisant cette manœuvre sont en équilibre, debout les uns sur les autres. Les porteurs à la base des colonnes supportent des charges importantes pouvant dépasser 200 kg. De plus, les porteurs doivent constamment performer et être au sommet de leur art puisqu'ils pratiquent et présentent des spectacles sur une base quotidienne, ce qui entraîne un risque de blessures accru. De par leur gravité et leur importance, ces blessures mettent le porteur à l'écart sur une longue période de temps et, dans le pire des cas, mettent fin à leur carrière.

Dans le but de réduire les risques de blessure chez les porteurs de colonnes humaines, le CDS a d'abord mandaté un groupe de recherche de l'Université du Québec en Abitibi-Témiscamingue (UQAT) pour qu'il analyse cette problématique. Cette étude a permis, entre autres, d'identifier le rachis et les épaules comme étant des zones particulièrement à risque. Cela a également mené à la recommandation du développement d'un dispositif de protection ayant pour but de protéger ces zones critiques, comme il n'y a pas d'équipement actuellement disponible sur le marché qui s'applique à cette situation. Par ailleurs, les mécanismes de blessures à la colonne vertébrale dans des situations de chargement et de mouvements excessifs sont mal compris et peu documentés.

L'objectif de ce projet est d'analyser les performances acrobatiques des porteurs de colonnes humaines du Cirque du Soleil, d'un point de vue biomécanique, et de proposer un nouvel équipement de protection pour réduire les risques de blessures. Le développement de méthodes et d'outils d'analyse biomécanique permettra d'acquérir des données guidant la conception d'un nouvel équipement. Étant donné que le domaine du cirque est hautement innovant, l'équipement devra non seulement réduire les risques de blessures, mais également répondre à certaines contraintes artistiques.

Ce mémoire est divisé en quatre sections. Le premier chapitre présente une revue des connaissances fournissant des informations et établissant une base pour le projet. Cette revue porte sur les colonnes humaines du Cirque du Soleil, la biomécanique du rachis et de l'épaule, ainsi que sur certains systèmes existants. Le chapitre 2 expose les hypothèses, les objectifs spécifiques et l'approche méthodologique du projet. Le chapitre 3 concerne l'analyse biomécanique d'une colonne humaine qui permet d'identifier la cinématique du porteur de colonne, liée au support de charges élevées en équilibre sur les épaules. Le chapitre 4, portant sur la conception d'un nouveau dispositif de protection, traite de différents aspects : le cahier des charges fonctionnel, la recherche de solutions, la sélection et le raffinement de la solution la plus prometteuse et la fabrication d'un prototype.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Introduction

La revue des connaissances traite d'abord des porteurs de colonne humaine. À notre connaissance, il n'existe aucune information disponible dans la littérature à leur sujet. Ainsi, les informations présentées sont issues d'une analyse ergonomique sur les porteurs du CDS (Coulombe et Desgagné, 2010) et d'entretiens avec les entraîneurs, thérapeutes et autres intervenants du CDS. Ensuite, la biomécanique des structures anatomiques identifiées comme étant à risque chez ce groupe d'artistes du CDS est abordée. Puis, des systèmes existants, visant à protéger le rachis et les épaules et à transporter des charges, sont présentés. Bien que ces derniers soient actuellement utilisés dans un contexte différent de la problématique de ce mémoire, ils permettront d'inspirer et de guider la conception d'un nouveau dispositif de protection pour porteur de colonne humaine (Figure 1.1). Finalement, des méthodes d'analyse de la biomécanique du mouvement humain et des méthodes d'évaluation de dispositifs individuels, qui se retrouvent dans la littérature, seront abordées. Ces méthodes permettront respectivement de guider l'analyse biomécanique d'une colonne humaine et de proposer une méthode d'évaluation d'un dispositif de protection pour porteur de colonne humaine.

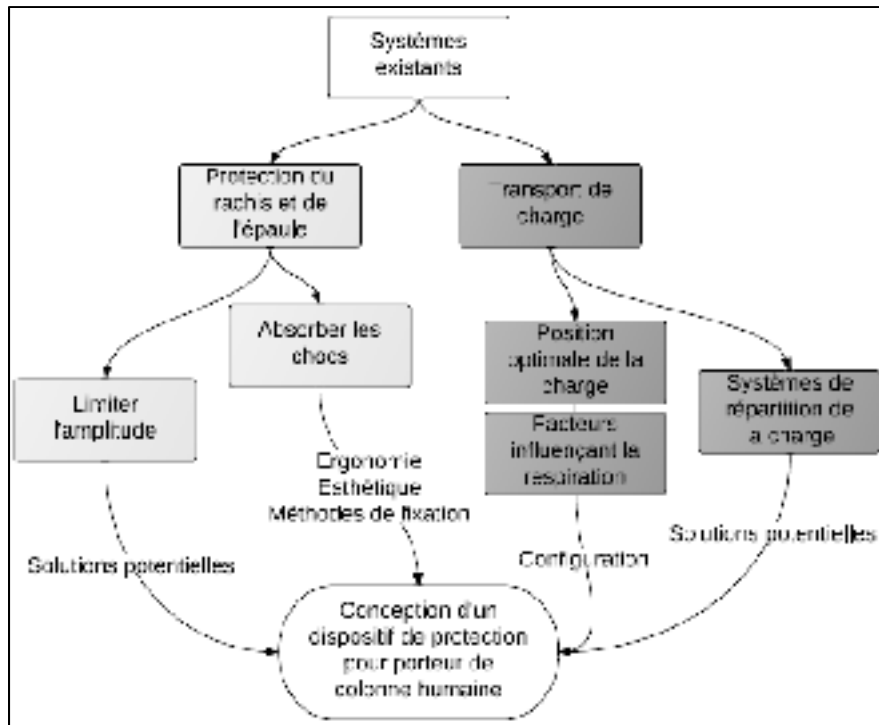


Figure 1.1 Diagramme du lien entre la revue des systèmes existants et la conception

1.2 Les porteurs de colonne humaine

1.2.1 Technique

Différentes manœuvres acrobatiques impliquent des colonnes humaines. Toutefois, ce projet s'intéresse particulièrement aux colonnes humaines classiques (Figure 1.2). Voici certaines caractéristiques générales de ce type de colonnes humaines :

- Colonnes humaines de 2 à 4 personnes à la verticale (Porteur de base ou « base porter », premier *middle-man*, deuxième *middle-man* et voltigeur ou « flyer »);
- Le porteur de base mesure entre 172.5cm et 182.5cm et il pèse entre 90kg et 94kg, selon les critères du CDS (Coulombe et Desgagné, 2010);
- Charge maximale approximative de 198kg (435lbs) sur les épaules du porteur de base (Coulombe et Desgagné, 2010);
- Réduction d'environ 20% de la masse d'une personne par rapport à la précédente, en montant d'un niveau dans la colonne.

Le positionnement du porteur de base consiste à avoir le tronc relativement droit, les genoux légèrement fléchis et les épaules à la limite de l'amplitude (mouvement de flexion, abduction et rotation externe combinés) pour soutenir avec les mains la personne du dessus au niveau des mollets. De plus, la transmission d'information entre le porteur et le *middle-man* se fait à l'aide du contact entre les tibias et la tête et entre les pieds et les épaules. Ces voies de communication permettent aux artistes de se donner des indications dans le but de conserver l'équilibre.



Figure 1.2 Exemple de colonne humaine classique à trois personnes

1.2.2 Amplitudes de mouvement

Les mouvements effectués par les porteurs sont généralement composés de deux ou plusieurs composantes de flexion, extension, rotation axiale et rotation latérale. L'étude de Coulombe et Desgagné (2010) a permis de déterminer les amplitudes de mouvements des porteurs présentées dans le Tableau 1.1. Toutefois, ces valeurs ne considèrent qu'une seule composante du mouvement. Ce tableau inclut également les amplitudes physiologiques et les limites articulaires confortables.

Tableau 1.1 Amplitudes articulaires des
porteurs de colonne humaine
Tiré de Coulombe et Desgagné (2010)

Mouvements	Amplitudes articulaires	Limites articulaires confortables	Angles observés
Extension du cou	0° à 45°	0° à 15°	0° à 38°
Abduction des épaules	0° à 180°	0° à 60°	0° à 147°
Flexion des coudes	0° à 145°	0° à 120°	0° à 78°
Extension des poignets	0° à 70°	0° à 23°	0° à 76°
Flexion des genoux	0° à 135°	0° à 45°	0° à 12°

1.2.3 Lésions observées

Le Tableau 1.2 présente la nature des blessures et le nombre de porteurs de base affectés parmi un groupe de neuf. Les régions thoraciques et lombaires semblent être particulièrement

vulnérables, tout comme les épaules. Les blessures thoraco-lombaires sont principalement des hernies discales, et des lombalgies.

Tableau 1.2 Principales atteintes selon le Common base porter's injuries
Tiré de Coulombe et Desgagné (2010)

Structures touchées	Nature des blessures	Nombre de porteurs affectés (%)
Côtes/poitrine et région thoracique (milieu du dos)	50% Côtes/poitrine	6 (67%)
	50% Milieu du dos	
Région lombaire (bas du dos)	75% Blessures discales	4 (44%)
	25% Instabilité du bas du dos	
Épaules	75% Blessures musculaires et/ou ligamentaires	4 (44%)
	25% Blessures nerveuses	
Cou	Aucune spécification disponible	3 (33%)
Pouces	Dislocation et/ou stress ligamentaire	3 (33%)
Chevilles	Blessures tendineuses, ligamentaires et/ou osseuses.	3 (33%)

1.2.4 Conditions d'utilisation d'un dispositif de protection

La fréquence d'utilisation d'un dispositif de protection pour les porteurs de base de colonnes humaines dépend de plusieurs facteurs, dont l'artiste et l'endroit où il performe. Toutefois, il est possible d'évaluer l'utilisation maximale possible selon les pratiques actuelles :

- 20 à 25h d'entraînement ou performance par semaine;
- 8 à 10 spectacles par semaine (En 5 ou 6 jours);
- Entraînement spécifique de 2h (Deux ou trois jours par semaine);

- Maintien de la colonne entre 13 secondes et 1 minute à plusieurs reprises en entraînement pour un total d'environ neuf minutes par séance (Coulombe et Desgagné, 2010).

Les valeurs précédentes sont des approximations et peuvent varier si l'artiste performe dans un aréna, où il y a plus de spectacles et moins d'entraînements, ou s'il performe sous un chapiteau ou dans un lieu de spectacle fixe. Il est également important de noter qu'il n'y a pas de morte-saison dans le domaine du cirque.

Les recommandations suivantes quant à l'utilisation de l'équipement de protection proviennent des entraîneurs et thérapeutes sportifs du CDS :

- Doit être dissimulable sous un costume ou être utilisé pour les entraînements;
- Ne doit pas affecter la technique des porteurs (Ne pas limiter les mouvements);
- Doit pallier la fatigue accumulée;
- Doit permettre un compromis entre stabilité et mobilité.

En ce qui concerne les futurs utilisateurs de ce type de protection, certains sont réticents à l'utilisation d'un équipement de protection et ont peur de se sentir dépendant et d'en avoir besoin pendant les spectacles. Par contre, certains ont utilisé ou utilisent déjà des équipements de protection suite à des blessures, tels que des ceintures lombaires.

1.3 Biomécanique du rachis et de l'épaule

Cette section traitera des structures anatomiques identifiées comme étant les plus vulnérables chez les porteurs de colonne humaine du CDS : le rachis et l'épaule. Certaines notions concernant la terminologie des références et mouvements anatomiques sont présentées à l'ANNEXE I.

1.3.1 Anatomie fonctionnelle du rachis et de l'épaule

1.3.1.1 Anatomie fonctionnelle du rachis

Le rachis constitue une charpente articulée du corps humain, il supporte et transfère les charges internes et externes du corps humain. Il a également pour fonction de permettre les mouvements dans les trois plans de l'espace et de protéger la moelle épinière. Il est divisé en quatre régions : sept vertèbres cervicales, douze vertèbres thoraciques, cinq vertèbres lombaires et neuf vertèbres sacro-coccygiennes (cinq vertèbres pour le sacrum et quatre vertèbres pour le coccyx) ((Figure 1.3). Les vertèbres sont de taille grandissante en direction céphalo-caudale.



Figure 1.3 Régions et courbures physiologiques du rachis
Adaptée de Netter (2006)

Chacune des régions du rachis possède une courbure naturelle dans le plan sagittal, une lordose (concave vers l'arrière) pour les régions cervicale et lombaire et une cyphose (convexe vers l'arrière) pour les régions thoracique et sacro-coccygienne. Les angles des courbures sagittales cervicale, thoracique et lombaire ont respectivement été évaluées à $34^{\circ} \pm 9^{\circ}$, $41^{\circ} \pm 10^{\circ}$, $43^{\circ} \pm 11^{\circ}$ (Vialle et al., 2005). Ces courbures permettent d'absorber les forces axiales et augmenter la flexibilité du rachis.

La région cervicale offre une grande mobilité grâce à des couplages intervertébraux complexes. La région thoracique est attachée à la cage thoracique, ce qui augmente la rigidité dans cette portion du rachis. Cela permet une mobilité moyenne en rotation et faible en flexion-extension. La région lombaire offre une mobilité importante en flexion-extension et faible en rotation. Alors que les trois premières régions sont mobiles, la dernière région est composée de deux blocs de vertèbres fusionnées et il n'y a donc aucune mobilité entre les vertèbres.

Les vertèbres possèdent également une géométrie particulière selon la région du rachis. Notamment, l'orientation des facettes articulaires varie entre les régions cervicale, thoracique et lombaire (Figure 1.4). Cela explique en partie les différences de raideur et d'amplitudes de mouvement entre les régions (Tableau 1.3). De plus, cela a pour effet qu'une sollicitation simple entraîne un mouvement composé du rachis (Watier, 2006).

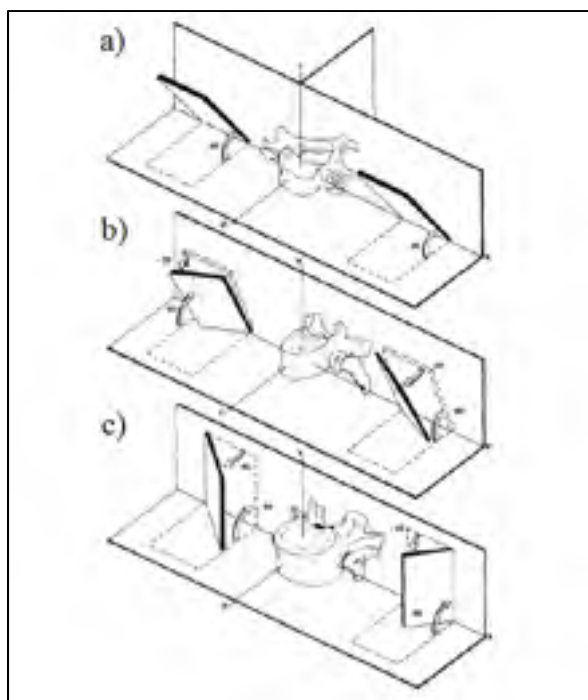


Figure 1.4 Orientation des facettes articulaires pour la région :
a) cervicale; b) thoracique; c) lombaire;
Adaptée de White et Panjabi (1990)

Tableau 1.3 Amplitude de mouvement du rachis
Adapté de White et Panjabi (1990)

Région	Vertèbres	Flexion-extension combinés (°)	Flexion latérale (°)	Rotation axiale (°)
Cervicale	C0-C1	25	5	5
	C1-C2	20	5	40
	C2-C7	91 (15)	51 (8)	32 (5)
Thoracique	T1-T12	76 (6)	76 (6)	71 (6)
Lombaire	L1-S1	74 (15)	29 (6)	9 (2)
Total		286	166	157

La stabilité du rachis est assurée de façon extrinsèque par les muscles et de façon intrinsèque par les ligaments et les disques intervertébraux. Les différents muscles du rachis (Figure 1.5) permettent également par leur contraction de produire les mouvements de flexion-extension,

flexion latérale et rotation. Les principaux muscles en flexion sont le grand droit et les obliques externes et internes. Pour l'extension, il s'agit des érecteurs du rachis (ilio-costal, longissimus et épineux). L'inclinaison latérale est réalisée à l'aide d'une contraction unilatérale des muscles fléchisseurs et extenseurs. Puis, la rotation est effectuée à l'aide d'une contraction unilatérale des obliques externes et internes. Les valeurs des couples physiologiques appliquées par les muscles sur le corps humain et leurs insertions et terminaisons ne sont toutefois pas bien connues (Watier, 2006).

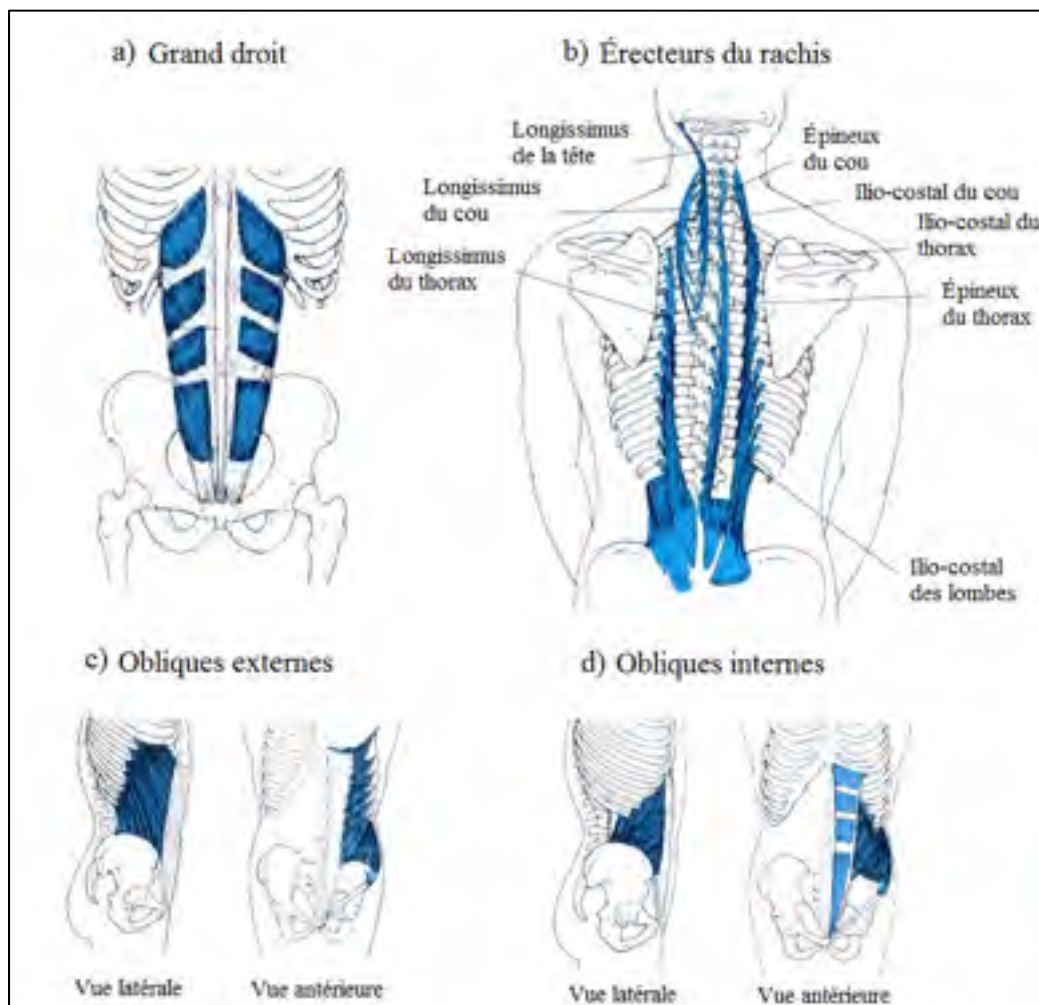


Figure 1.5 Muscles du rachis : a) grand droit; b) érecteurs du rachis;
 c) obliques externes; d) obliques internes;
 Adaptée de Hall (2007)

En ce qui concerne les ligaments du rachis (Figure 1.6), les liaisons dans les parties antérieure et postérieure des corps vertébraux sont faites par le ligament longitudinal antérieur et le ligament longitudinal postérieur. Ils ont pour fonction de restreindre la flexion et l'extension du rachis. Les liaisons dans la partie postérieure des vertèbres (arc vertébral) sont faites par le ligament jaune, qui a la fonction particulière de protéger la moelle épinière, ainsi que les ligaments interépineux et supraépineux. La majorité de la mobilité du rachis (environ 65% dans chacune des régions) est observée lorsque les ligaments ne sont pas en tension, puisque le rachis a une plus faible rigidité (Watier, 2006).

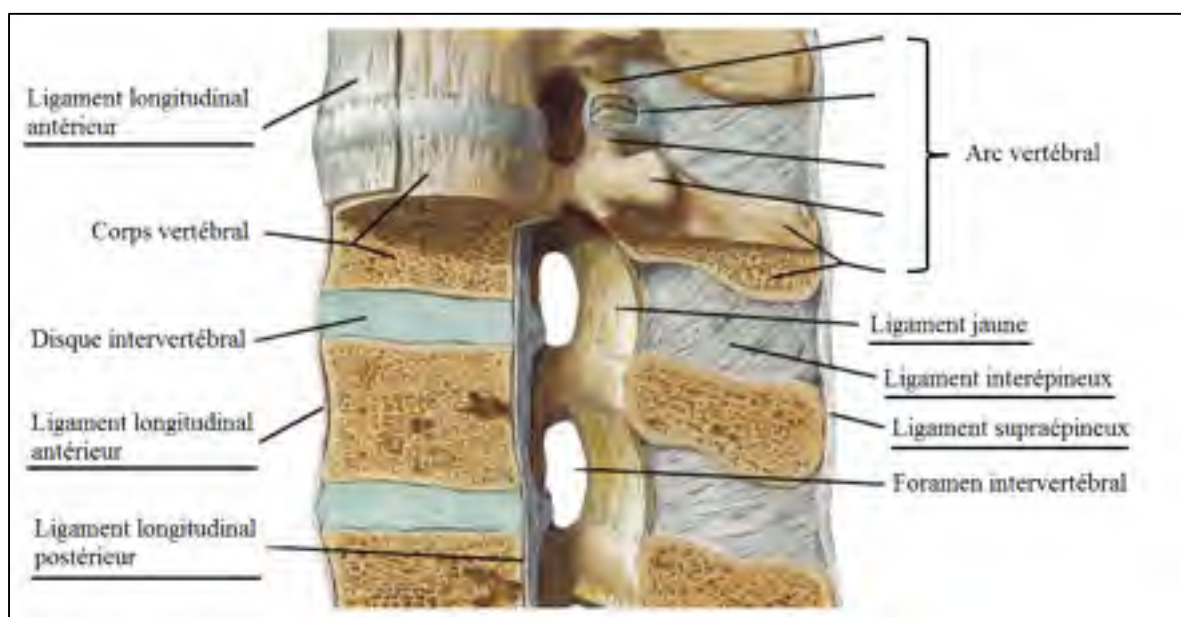


Figure 1.6 Ligaments du rachis
Adaptée de Netter (2006)

Les vertèbres mobiles sont séparées par des disques intervertébraux qui permettent l'amortissement des chocs et les mouvements complexes entre les vertèbres. Ces disques sont composés d'un noyau pulpeux dans la zone centrale et celui-ci est entouré d'un anneau fibreux en bandes cylindriques concentriques, composé de fibres de collagènes et de cartilages fibreux (Figure 1.7). Le noyau procure au disque de l'élasticité et de la compressibilité, alors que l'anneau limite l'expansion du noyau et restreint les mouvements.

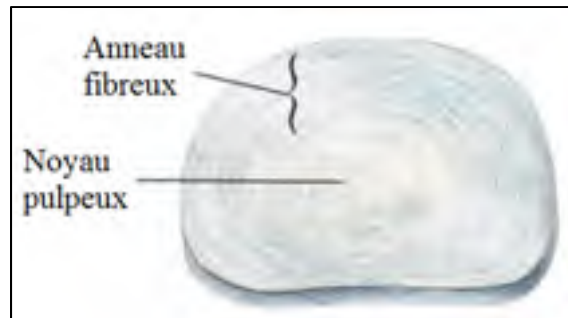


Figure 1.7 Disque intervertébral
Adaptée de Netter (2006)

En outre, le rachis contient de nombreux éléments du système nerveux, dont la moelle épinière qui passe dans le canal vertébral (Figure 1.8), ce qui en fait une zone particulièrement vulnérable du corps humain.

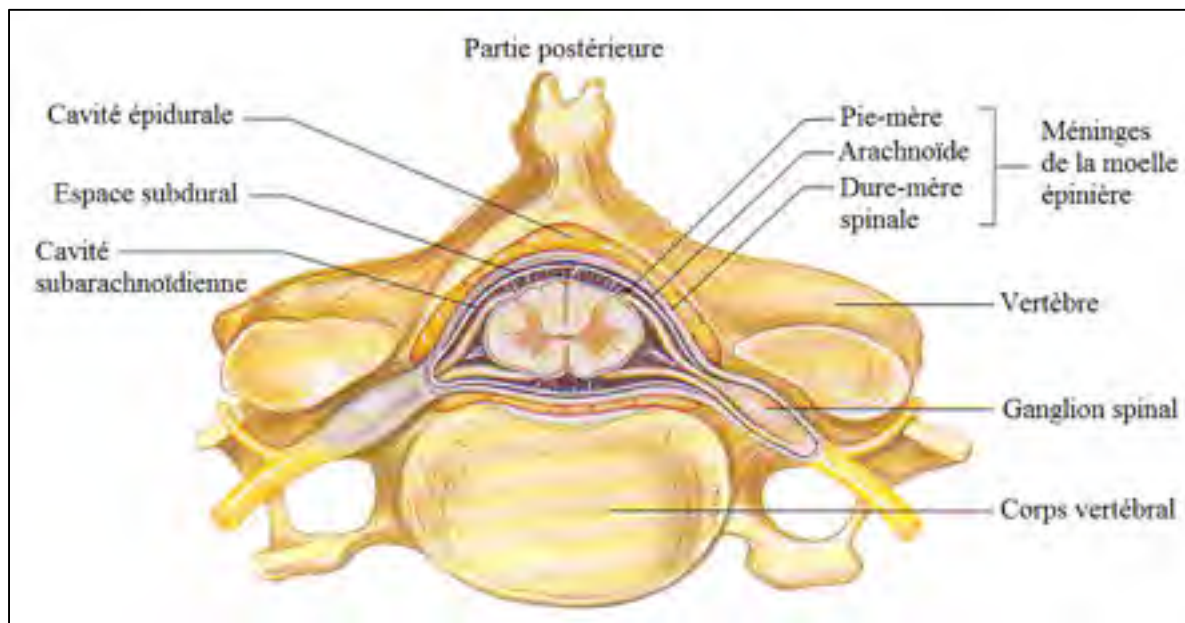


Figure 1.8 Coupe transverse d'un segment de moelle épinière dans une vertèbre
Adaptée de Marieb (2005)

1.3.1.2 Anatomie fonctionnelle de l'épaule

L'épaule quant à elle fait la jonction entre le tronc et les membres supérieurs. Elle est composée de trois structures osseuses : la clavicule et la scapula, qui forment la ceinture scapulaire, ainsi que l'humérus (Figure 1.9).

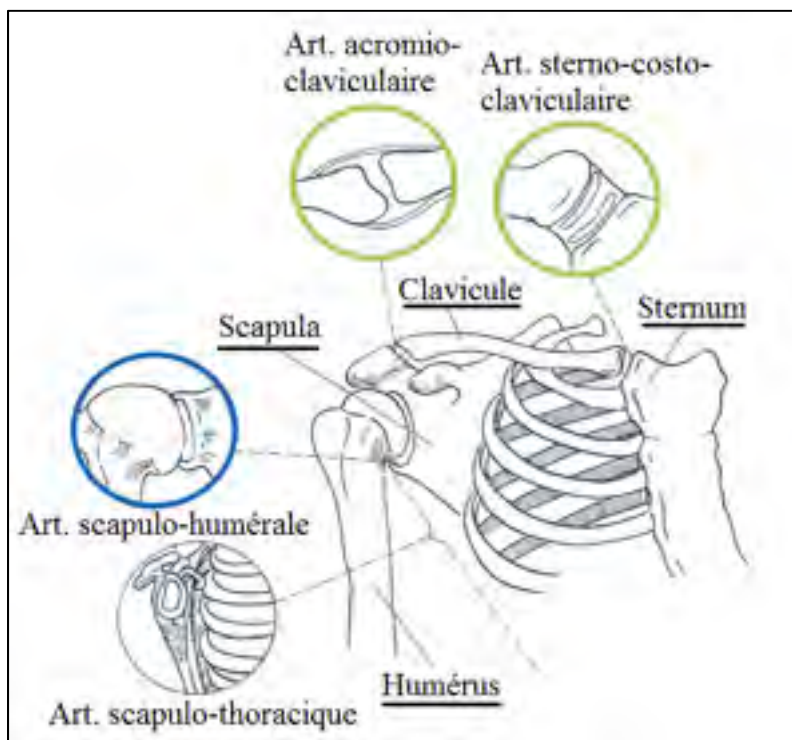


Figure 1.9 Structures osseuses et articulations de l'épaule
Adaptée de Nordin et Frankel (2001)

La clavicule s'articule d'abord avec le sternum à l'aide de l'articulation sterno-costoclaviculaire. Il s'agit d'une articulation en selle permettant deux mouvements en rotation. La clavicule s'articule également avec la scapula, à l'aide de l'articulation acromio-claviculaire, qui est une articulation plane permettant un léger glissement dans le plan de l'articulation et une faible rotation autour de l'axe perpendiculaire à ce plan. La scapula quant à elle, est placée sur la partie postérieure du thorax et s'articule sur celui-ci à l'aide de l'articulation scapulo-thoracique, qui est en fait une fausse articulation puisqu'elle consiste en un plan de glissement cellulo-graisseux. Puis, la tête hémisphérique de l'humérus s'insère dans la cavité

glénoïdale de la scapula pour former l'articulation scapulo-humérale, qui est une articulation sphéroïde permettant trois degrés de liberté en rotation et est l'articulation principale de l'épaule. L'articulation sous-deltoïdienne, qui est liée mécaniquement à la précédente, contribue aussi au mouvement de l'humérus et elle est également une fausse articulation. Le complexe articulaire de l'épaule est donc composé de cinq articulations (trois articulations synoviales et deux fausses articulations) en deux groupes. Le premier groupe est formées des articulations liées au mouvement de la ceinture scapulaire (scapulo-thoracique, acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire) et le second groupe est plutôt lié au mouvement de l'humérus (scapulo-humérale et sous-deltoïdienne).

Ces articulations permettent d'orienter le membre supérieur et de transmettre les forces du bras au thorax. L'articulation scapulo-huméral est l'articulation possédant la plus grande liberté de mouvement du corps humain. La scapula peut se glisser sur le thorax et transférer une grande mobilité au bras. De plus, la cavité articulaire de la scapula étant superficielle, cela ne gêne pas le mouvement de l'humérus. En outre, une activation simultanée des articulations scapulo-humérale et des articulations de la ceinture scapulaire est observée dans des proportions variables au cours des mouvements de l'épaule. Ces articulations permettent donc à l'épaule d'avoir d'assez grandes amplitudes de mouvement selon trois plans (Tableau 1.4).

Tableau 1.4 Amplitudes de mouvement de l'épaule
Adapté de Kapandji (2005)

Flexion-extension (°)	Adduction-abduction (°)	Rotation interne-externe (°)
Flexion : 0 à 180 Extension : 0 à 45/50	Adduction avec flexion : 30 à 45 Adduction avec extension : très faible Abduction : 0 à 180	Avec coude fléchi à 90° : Rotation externe : 0 à 80 Rotation interne : 0 à 100/110

L'épaule est constituée de plusieurs muscles (Figure 1.10) qui assurent les mouvements de flexion-extension, adduction-abduction et rotation interne-externe. Les principaux muscles impliqués dans chacun des mouvements de l'épaule sont présentés dans le Tableau 1.5.

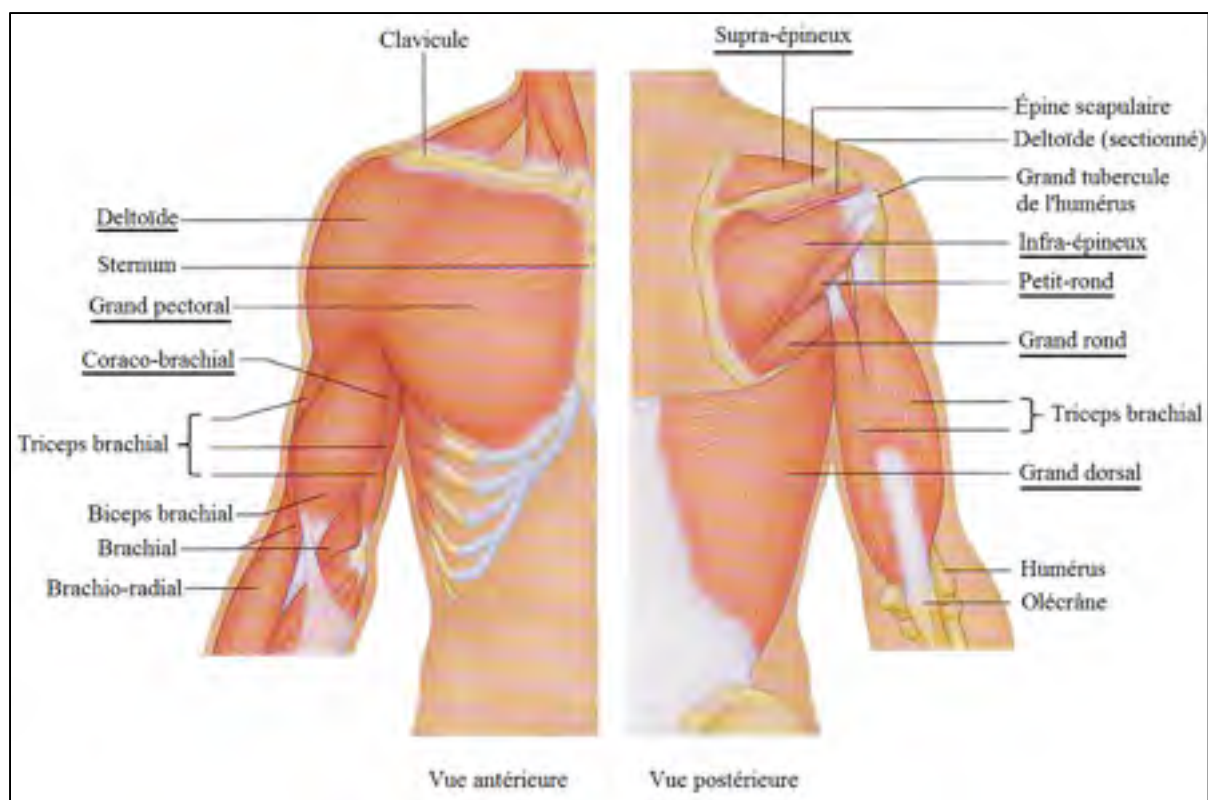


Figure 1.10 Muscles de l'épaule
Adaptée de Marieb (2005)

La grande liberté de mouvement de l'articulation scapulo-huméril vient avec l'inconvénient d'être également l'articulation la moins stable, malgré la présence de nombreux stabilisateurs passifs et actifs.

Les stabilisateurs passifs sont composés du bourrelet glénoïdien, de la capsule articulaire et de ligaments et tendons (Figure 1.11). Le bourrelet glénoïdien entoure la cavité glénoïdale et augmente la profondeur de celle-ci. Cela permet d'accroître la surface de contact avec la tête fémorale et sert de surface d'attache pour les ligaments gléno-huméraux. Ces derniers sont composés de trois ligaments qui raffermissent la partie frontale de la capsule articulaire. Le ligament coraco-huméral permet également d'épaissir la capsule articulaire et supporte une partie du poids du membre supérieur. Les tendons de l'épaule contribuent aussi à la stabilité,

particulièrement le tendon du chef long du biceps brachial, qui maintient la tête humérale dans la cavité glénoïdale.

Tableau 1.5 Principaux muscles impliqués dans les mouvements de l'épaule

Mouvement	Muscles
Flexion	Faisceau claviculaire du grand pectoral Faisceau antérieur du deltoïde Coraco-brachial Faisceau sterno-chondro-costal du grand pectoral
Extension	Grand dorsal Grand rond
Abduction	Faisceau moyen du deltoïde Supra-épineux
Adduction	Faisceau sterno-chondro-costal du grand pectoral Grand dorsal Grand rond
Rotation interne	Grand pectoral Grand dorsal Grand rond
Rotation externe	Infra-épineux Petit rond

Pour leur part, les stabilisateurs actifs sont composés des muscles et des ligaments dont la tension passive augmente avec la mobilité articulaire. Les muscles de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux, sous-scapulaire et petit rond) encerclent l'articulation et ont un effet barrière et les muscles longitudinaux (deltoïde, triceps, biceps et grand pectoral) s'opposent à la luxation vers le bas et permettent de conserver l'alignement de l'articulation. La tension du ligament coraco-huméral augmente avec la flexion-extension et celle des ligaments gléno-huméraux augmente avec la rotation externe.

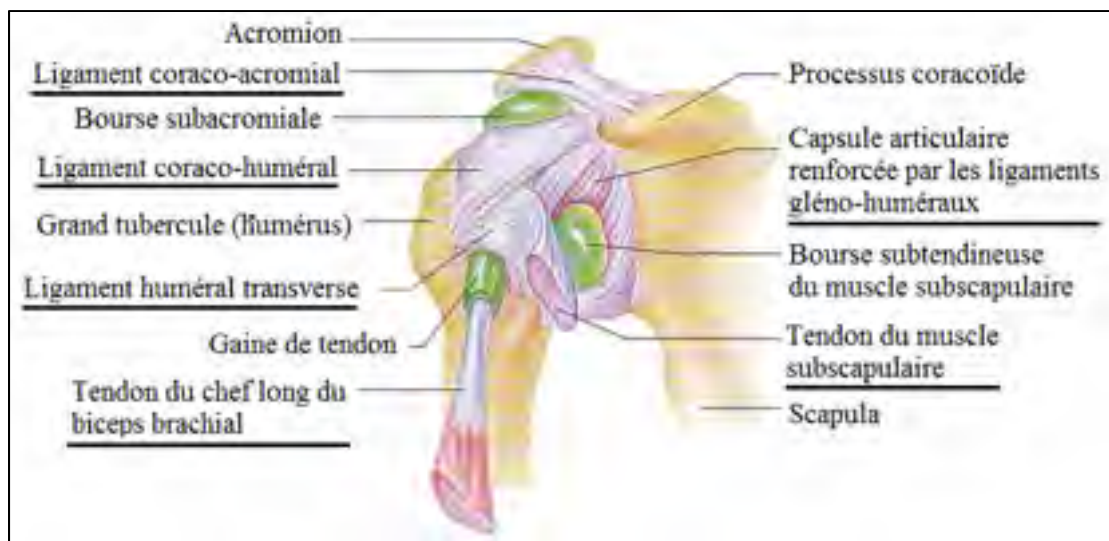


Figure 1.11 Ligaments et tendons de l'épaule
Adaptée de Marieb (2005)

L'épaule contient également des structures nerveuses, notamment le plexus brachial qui est présenté à la Figure 1.12. Il s'agit d'un réseau de fibres nerveuses, provenant de la moelle épinière, qui se rendent dans l'épaule, le bras et la main.

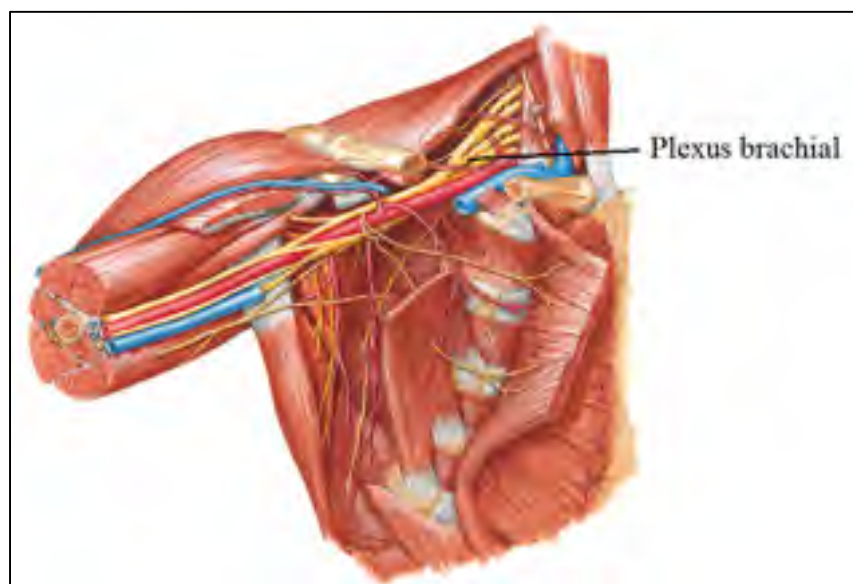


Figure 1.12 Plexus brachial
Adaptée de Netter (2006)

1.3.2 Mécanismes lésionnels

Cette section traite des mécanismes lésionnels pouvant être observés chez les porteurs de colonne humaine. Comme il a été possible de le voir dans la section traitant des porteurs de colonne humaine, les structures à risque sont principalement le rachis (muscles, ligaments et disques) et les épaules (ligaments, tendons, nerfs, muscles et bourses). Pour le rachis, les blessures observées sont surtout des hernies discales et des lombalgies. En ce qui concerne les épaules, les blessures principales sont des lésions nerveuses. D'autres blessures sont également observées dans une moins grande proportion et ne seront par abordées dans le cadre de ce projet. Il s'agit de blessures à l'abdomen (étirement ou déchirure musculaire), à la cage thoracique (fracture des côtes et étirement musculaire) et à la cheville (étirement et déchirure ligamentaire ou musculaire).

La hernie discale se produit lorsque le disque intervertébral est endommagé, que l'anneau fibreux se rompt et qu'une partie du noyau est éjectée (Figure 1.13). Cela se produit principalement au niveau lombaire et peut être une cause de lombalgie, surtout lorsque les racines des nerfs spinaux sont coincées. Les hernies discales peuvent être provoquées par le support de charges élevées qui crée une compression sur les disques intervertébraux. L'adoption d'une mauvaise posture, notamment une flexion ou une rotation du rachis, vient amplifier les risques de blessure.

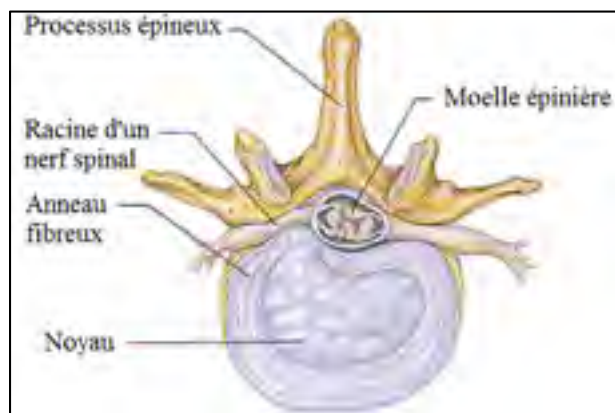


Figure 1.13 Disque intervertébral hernié
Adaptée de Marieb (2005)

Le spondylolisthésis, présenté à la Figure 1.14, peut également être responsable d'une lombalgie. Il consiste en un glissement antérieur ou postérieur d'une vertèbre (Généralement la quatrième ou la cinquième vertèbre lombaire) par rapport à la vertèbre inférieure. Cela va généralement entraîner une détérioration du disque. Cette affection peut être de cause congénitale, mais peut également être liée à un traumatisme ou une activité physique spécifique.

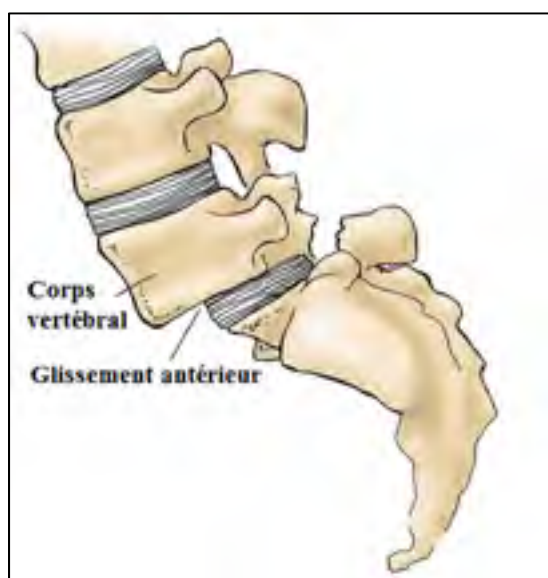


Figure 1.14 Spondylolisthésis
Adaptée de
HealthSource Chiropractic Care (2013)

Puis, en supportant des charges élevées sur les épaules comme le font les porteurs de colonne humaine, il y a un risque de lésion du plexus brachial. En effet, le positionnement des pieds du *middle-man* sur les épaules du porteur peut causer un pincement des fibres nerveuses, ce qui peut entraîner une perte de force et de contrôle de l'épaule et du bras.

D'autres facteurs peuvent influencer l'apparition des blessures chez les porteurs de colonne humaine, comme l'âge, l'hérédité, la condition physique, la technique employée et le type de spectacle (fixe ou en tournée).

1.4 Systèmes de protection et de transport de charge existants

Cette section traite de systèmes existants concernant la protection du rachis et de l'épaule, ainsi que les différents paramètres influençant le transport de charge. Bien qu'ils ne s'appliquent pas directement à la problématique du projet, ils peuvent inspirer et guider le développement d'un nouveau dispositif de protection adapté pour les porteurs de colonne humaine.

1.4.1 Protection du rachis et de l'épaule

Il existe différents dispositifs de protection pour le rachis et les épaules sur le marché. Principalement, il existe deux stratégies de protection selon la situation : 1) Limiter l'amplitude ou soutenir l'articulation; 2) Absorber les chocs. Compte tenu de la problématique, une attention particulière sera accordée à la première stratégie.

Le rachis lombaire peut être protégé lors du soulèvement et du support de charge en utilisant une ceinture lombaire (Figure 1.15). Ce dispositif augmente la pression intra-abdominale, ce qui permet d'augmenter la rigidité du tronc et la stabilité du rachis lombaire (Cholewicki et al., 1999) et pourrait réduire la force de compression sur les disques intervertébraux (Harman et al., 1989). Ces ceintures réduisent aussi l'amplitude de mouvement total du rachis lombaire d'environ 20% (Thoumie et al., 1998). Par contre, Thomas et al. (1999) ont jugés que les effets des ceintures lombaires étaient trop faibles pour que ce soit un dispositif de protection efficace pour les travailleurs. De plus, il a été observé que la ceinture lombaire avait un effet sur la contraction musculaire. Une étude montre une réduction de 3% de la force requise par les muscles érecteurs du rachis lors d'un support de charge asymétriques et une augmentation de 2% de cette force lors d'un support de charge symétrique (Thomas et al., 1999). Tandis qu'une autre étude montre une diminution de l'activité musculaire des muscles érecteurs du rachis thoracique lors de l'extension et une diminution au niveau lombaire lors de la flexion (Cholewicki et al., 1999). Par ailleurs, en position debout, les ceintures lombaires et pelviennes augmentent la lordose lombaire en augmentant presque tous les angles des vertèbres lombaires (Lee et Chen, 2000a).

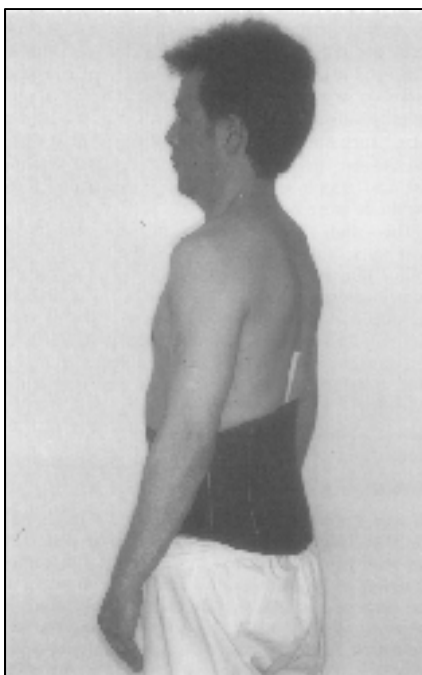


Figure 1.15 Ceinture lombaire
Tirée de
Thoumie et al. (1998)

La ceinture lombaire peut également être utilisée comme aide technique. Le port de ce type de ceinture chez les patients avec des douleurs subaiguës permet d'améliorer l'état fonctionnel, le niveau de douleur et la consommation pharmaceutique (Calmels et al., 2009).

Au niveau du rachis cervical, les joueurs de football utilisent parfois un protecteur visant à limiter l'hyperextension et la flexion latérale du cou lorsqu'une force est appliquée sur la tête (Figure 1.16). Ce type de dispositif de protection, en combinaison avec les épaulières et le casque, est assez efficace pour limiter l'hyperextension mais ne l'est pas pour la flexion latérale (Gorden et al., 2003). En réduisant l'amplitude de mouvement du cou et en transférant une partie de la force vers les épaules, le protège-cou permet de réduire les forces et les moments appliqués sur le cou (Rowson et al., 2008).



Figure 1.16 Modèles de protèges-cou (Football) : A) A-Force Neck Collar;
B) Cowboy Collar; C) Col en mousse.
Adaptée de Gorden et al. (2003)

Le même genre de dispositif de protection du rachis cervical est utilisé par certains motocyclistes, principalement pour le motocross (Figure 1.17). Il vise à protéger le cou et les épaules (plexus brachial) en limitant les amplitudes de mouvement du cou. Des simulations numériques ont permis de montrer que ce type de protecteur pourrait améliorer la sécurité du rachis cervical chez les motocyclistes, en modifiant la cinématique et la localisation de la blessure (Sun et al., 2012).



Figure 1.17 Protecteur cervical pour les motocyclistes
(Leatt brace GPX Pro Lite)
Tirée de Leatt (2013)

Ensuite, même si la protection des impacts ne concerne pas directement la problématique, les dispositifs existants peuvent inspirer la conception du nouveau dispositif pour l'ergonomie, l'esthétique et les méthodes de fixation. Les protecteurs de hockey et de motocyclette présentés à la Figure 1.18 en sont un bon exemple. La géométrie et la constitution des protecteurs permettent de libérer les omoplates, les épaules et la poitrine pour faciliter les mouvements des membres supérieurs et la respiration. Également dans le but de faciliter la respiration, l'ajustement au niveau thoracique est très près de la poitrine, pour ne pas écraser la cage thoracique au niveau des côtes flottantes. En outre, une combinaison de matériaux rigides et souples dans leur conception permet un bon compromis entre la protection et la conservation de la mobilité.



Figure 1.18 A) Épaulières Reebok KFS Hybrid;
 B) Protecteur Spidi Defender Back&Chest
 Tirée de A) Reebok Hockey (2013); B) Spidi (2013)

Bien qu'il ne s'agisse pas exactement d'un équipement de protection, les vêtements de compression (Figure 1.19) visent à assister les structures musculaires. Le port de ce type de vêtements est de plus en plus populaire dans le milieu sportif, puisqu'il pourrait améliorer les performances physiques, principalement pour les exercices intermittents à haute intensité. Cela s'expliquerait par une amélioration de l'oxygénation des muscles. Des études notent une certaine amélioration des performances des athlètes portant un vêtement de compression (Driller et Halson, 2013; Sear et al., 2010). Par contre, d'autres études n'ont observé aucun effet significatif sur la performance (Burden et Glaister, 2012; Dascombe et al., 2013). Une autre étude a montré que les vêtements de compression n'affectaient pas la performance, mais diminuaient l'effort perçu et auraient donc seulement un effet psychologique (Faulkner et al., 2013). Le port de vêtements de compression pourrait également améliorer la récupération, lorsque porté après la performance athlétique (Duffield et Portus, 2007). Toutefois, cela pourrait également avoir uniquement un effet psychologique sur la récupération (Pruscino, Halson et Hargreaves, 2013). Les écarts dans la littérature peuvent

s'expliquer par la grande variété des exercices observés, de la durée, des paramètres utilisés pour évaluer la performance et du type de vêtement de compression utilisé. D'autres études seront nécessaires avant de pouvoir déterminer si son utilisation est pertinente.

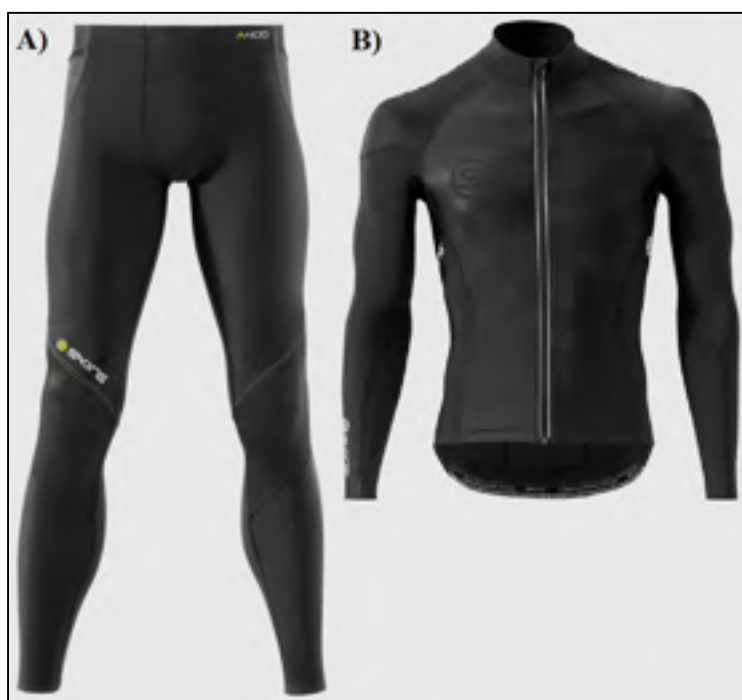


Figure 1.19 Vêtements de compression :
A) Collants de compression Skins A400;
B) Haut de compression manches longues Skins C400
Tirée de Skins (2013)

1.4.2 Les paramètres du transport de charge

Le support de charge effectué par le porteur de colonne humaine s'apparente à certains modes de transport de charge présentés dans la littérature, principalement au transport de charge avec un sac à dos. Différents éléments pertinents peuvent être transposés : la position optimale de la charge, les facteurs influençant la respiration, les moyens pour transférer la charge.

1.4.2.1 Position optimale de la charge

Pour une plus grande efficacité et une plus grande stabilité, le centre de gravité de la charge doit être le plus près possible du tronc et du centre de gravité du corps. C'est pour cette raison que l'utilisation d'un sac à dos et un sac frontal, pour diviser la charge également, semble être la méthode de transport de charge la plus efficace physiologiquement (Legg et Mahanty, 1985; Stuempfle, Drury et Wilson, 2004). L'étude de Legg et Mahanty (1985), montre selon un questionnaire une préférence unanime pour ce mode de transport de charge, comparativement à quatre autres modes de transport (Veste de tronc, sac à dos et poches sur une ceinture, sac à dos avec armature, sac à dos sans armature). Il s'agit également d'un des deux modes de transport les plus stables. Au contraire, lorsque la charge est désalignée postérieurement avec le centre de gravité du corps, le sujet a tendance à fléchir le tronc pour déplacer antérieurement le centre de gravité de la charge (Goh, Thambyah et Bose, 1998).

L'utilisation d'un sac à dos et un sac frontal est peut-être plus efficace, mais il est moins confortable et augmente le stress thermique (Stuempfle, Drury et Wilson, 2004). Par ailleurs, la consommation d'oxygène et l'effort perçu diminuent lorsque la charge est placée dans le haut du sac à dos (au niveau des vertèbres T1 à T6) et l'activité musculaire augmente quand la charge est placée au niveau des vertèbres C1 à C7 comparativement aux vertèbres T1 à T6 (Stuempfle, Drury et Wilson, 2004).

1.4.2.2 Facteurs influençant la respiration

Les fonctions respiratoires sont affectées proportionnellement à la grandeur de la charge supportée (Bygrave et al., 2004). En outre, les fonctions respiratoires sont plus affectées par une veste lestée (Bygrave et al., 2004) ou par un sac à dos avec une seule sangle large passant devant la poitrine en diagonale (Legg et Cruz, 2004) comparativement à un sac à dos à deux sangles. Au niveau de l'ajustement, avec un sac à dos de 15 kg sur les épaules, une réduction significative des fonctions respiratoires est observée avec un ajustement détendu et la réduction est doublée avec un ajustement serré (Bygrave et al., 2004). L'importance relative

du serrage au niveau de la poitrine semble plus grande que celle du serrage au niveau des épaules et au niveau des hanches. Toutefois, Legg et Mahanty (1985) ont noté que la restriction du thorax n'était pas perçue comme un grand inconfort (avec 30% du VO_2 max), mais ils suggèrent que cela pourrait affecter une performance exigeant un grand débit respiratoire.

1.4.2.3 Systèmes de répartition de la charge

La charge optimale d'un sac à dos est estimée à environ 30% du poids de la personne (Stuempfle, Drury et Wilson, 2004). De plus, la force exercée sur les vertèbres n'augmente pas proportionnellement à la charge du sac à dos (Reid, Stevenson et Whiteside, 2004). Cette force va plus que doubler lorsque la charge supportée passe de 15% à 30% du poids de la personne (Goh, Thambyah et Bose, 1998). Idéalement, les grandes charges devraient être supportées par les grandes masses musculaires, comme les cuisses, pour minimiser la fatigue et l'inconfort musculaire local. Il est possible de réduire la charge appliquée sur les épaules et les vertèbres en ajoutant des tiges latérales et une ceinture au sac à dos (Figure 1.20).

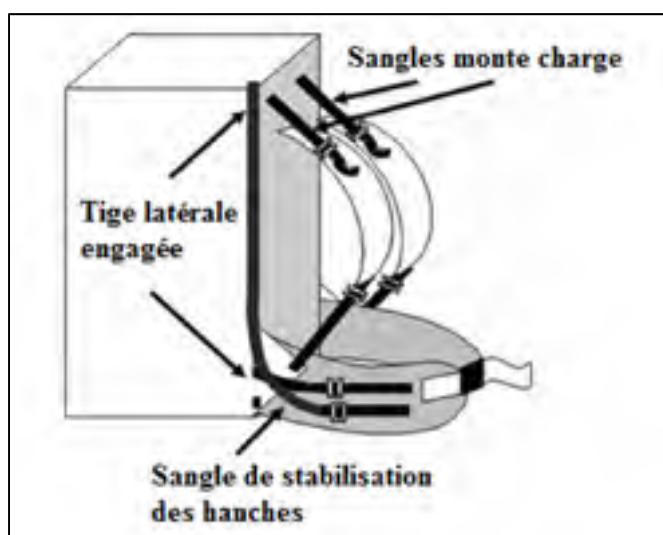


Figure 1.20 Sac à dos avec tiges latérales et ceinture
Adaptée de Reid, Stevenson et Whiteside (2004)

Selon Reid, Stevenson et Whiteside (2004), lorsque la charge du sac à dos est portée partiellement sur le pelvis en ajoutant des tiges latérales et une ceinture, cela permet de :

- Transférer 14% de la charge verticale du torse vers la région pelvienne;
- Augmenter de 12% le moment extenseur en L3-L4 et réduire la demande des muscles érecteurs;
- Réduire l'activité musculaire des trapèzes et de réduire le risque de blessures nerveuses par traction;
- Réduire la pression de contact des bretelles;
- Réduire la fatigue et l'inconfort.

Il est important de considérer que ce type de système de support de charge devrait transférer la charge des épaules vers le pelvis sans induire de forces secondaires importantes sur le rachis lombaire (Reid, Stevenson et Whiteside, 2004). Il serait également possible de réduire la charge appliquée sur les épaules et le rachis en ajoutant un exosquelette de sac à dos (Figure 1.21), qui permettrait de transférer la charge vers les membres inférieurs.

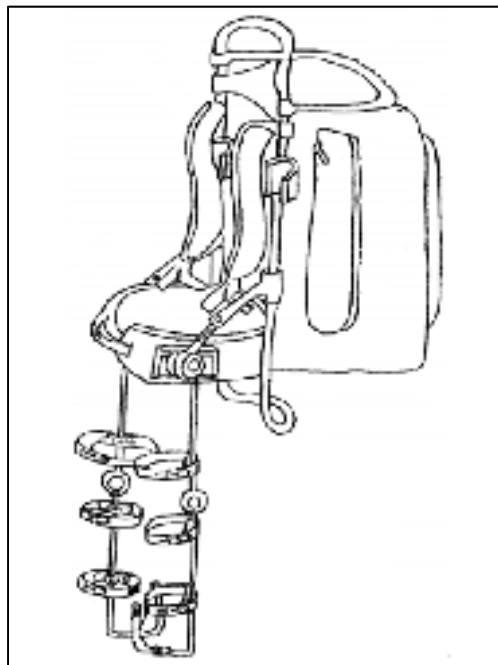


Figure 1.21 Exosquelette de sac à dos
Adaptée de Thiruppathi (2012)

1.5 Méthodes d'analyse et d'évaluation

1.5.1 Méthodes d'analyse de la biomécanique du mouvement humain

Pour évaluer la biomécanique d'une colonne humaine, il est possible de se baser sur ce qui a déjà été fait comme analyse biomécanique du mouvement humain dans la littérature. En ce qui concerne l'analyse biomécanique du rachis, différentes techniques ont été développées pour évaluer l'angle d'inclinaison des vertèbres. Ces données permettent principalement de calculer les forces en compression et en cisaillement sur les disques. Il y a d'abord la technique utilisant des mesures radiographiques (Figure 1.22). Celle-ci permet d'obtenir de façon précise l'inclinaison des vertèbres. Par contre, il s'agit d'une méthode invasive avec des risques associés à l'exposition aux rayonnements. C'est pourquoi certaines méthodes non-invasives ont été développées.



Figure 1.22 Angle d'un disque intervertébral
du rachis lombaire
Adaptée de Cho et Rah (1995)

L'angle d'inclinaison peut également être évalué en mesurant l'angle de marqueurs en forme de bâtonnets placés sur le processus épineux des vertèbres (Chen et Lee, 1997). Un modèle de régression linéaire permet de calculer l'angle d'inclinaison des vertèbres à partir de l'angle des marqueurs. Cette technique n'est pas invasive, toutefois elle requiert un chirurgien orthopédiste pour s'assurer de bien positionner les marqueurs sur les processus épineux. Ainsi, une autre technique non-invasive a été développée pour prédire l'angle d'inclinaison des vertèbres (L1, L3, L5 et S1) à partir de mesures externes de la posture (Lee et Chen, 2000b). Les mesures externes utilisées sont l'angle du torse et l'angle du pelvis, qui sont mesurés à partir des coordonnées de cinq marqueurs (Figure 1.23).

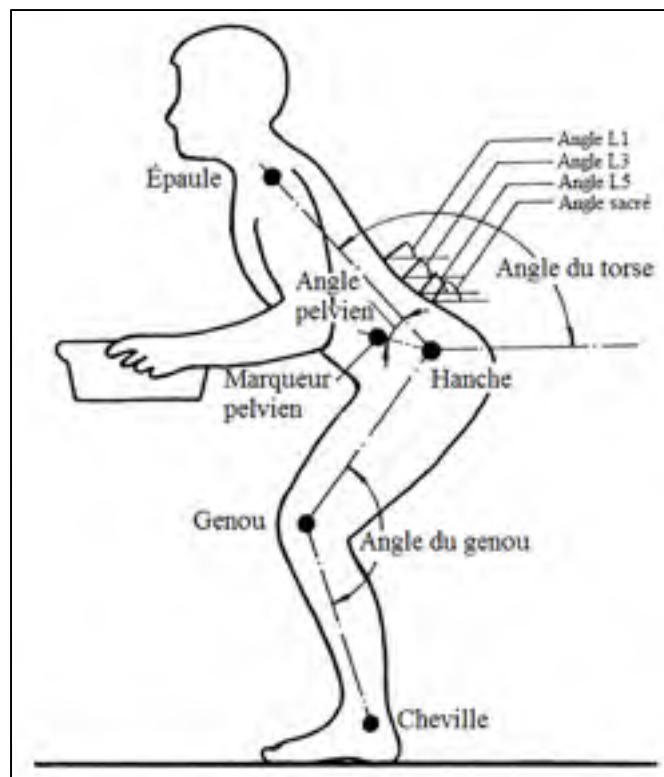


Figure 1.23 Marqueurs utilisés pour évaluer l'angle d'inclinaison vertébrale
Adaptée de Lee et Chen (2000b)

Sinon, il existe différentes méthodes d'évaluation de la cinématique et des amplitudes de mouvement du rachis. Ce genre de techniques utilisent des mesures externes, elles sont donc

non-invasives. Certains s'intéressent principalement à l'amplitude de mouvement du rachis et vont donc calculer l'angle de segments du rachis à partir des coordonnées de marqueurs. Hidalgo et al. (2012) ont utilisé un système de caméras infrarouges avec neuf marqueurs positionnés par un thérapeute expérimenté sur les processus épineux (S2, L3, T12, T7 et C7), sur les épines iliaques antéro-supérieures et sur les articulations acromio-claviculaires (Figure 1.24). Ils ont ainsi pu mesurer l'angle et la vitesse des segments du rachis pendant différents mouvements en position assise.

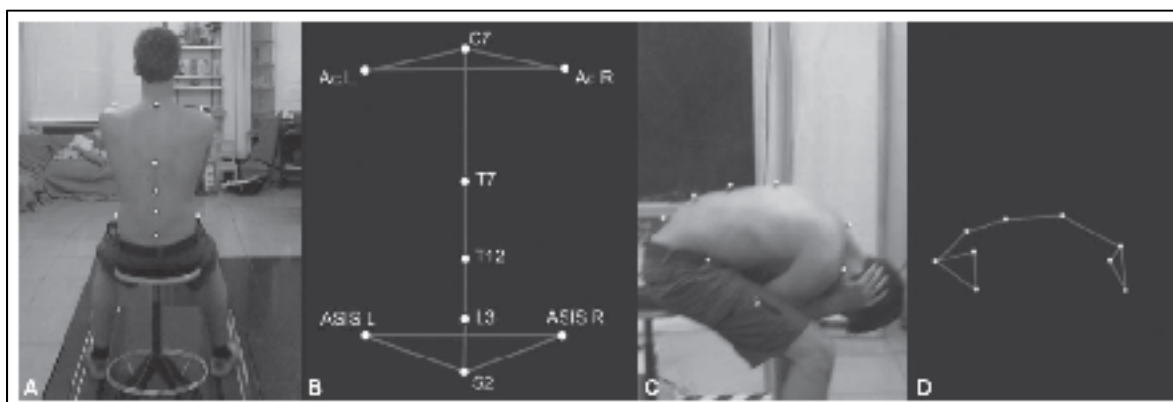


Figure 1.24 Photographie et schéma du positionnement des marqueurs :
 A) et B) En position assise; C) et D) À la limite de l'amplitude de mouvement.
 Tirée de Hidalgo et al. (2012)

Morl, Wagner et Blickhan (2005) ont utilisé une méthode similaire pour mesurer les rotations entre les segments du rachis lombaire lors d'un soulevé de terre et d'un accroupissement. Cela leur a permis de définir des amplitudes de mouvements (Figure 1.25). Ils ont également pu montrer que le mouvement de la peau ne semble avoir qu'une faible influence sur la mesure de surface des marqueurs. Donc, les marqueurs sur la peau des processus épineux devraient permettre d'obtenir une bonne estimation de la position et des mouvements des vertèbres lombaires

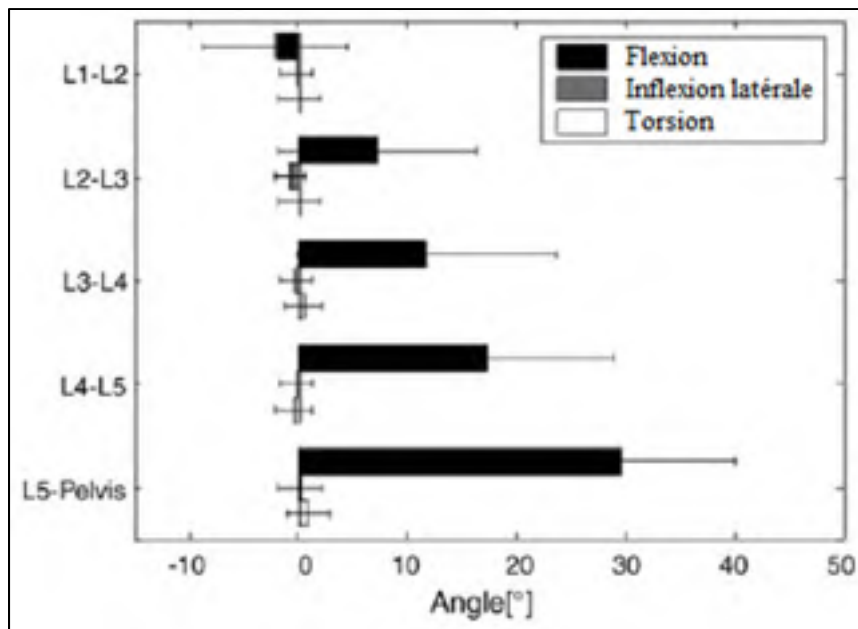


Figure 1.25 Amplitudes de mouvement intersegmentaire du rachis lombaire lors d'un soulevé de terre (n=165)
Adaptée de Morl, Wagner et Blickhan (2005)

Puis, il existe également des techniques d'analyse de la cinématique et de la dynamique du corps humain en entier. Par exemple, Hwang et Kim (2009) ont évalué et comparé la cinématique et la dynamique entre un accroupissement et un soulevé de terre à l'aide d'un système de caméras optoélectroniques, de plateformes de force et d'un électromyogramme. La cinématique est évaluée à partir de 31 marqueurs selon les indications du système optoélectronique (Figure 1.26) et quatre marqueurs sont ajoutés sur les processus épineux pour évaluer la courbure du rachis. Les forces et les puissances des articulations sont calculés à partir de la dynamique inverse.

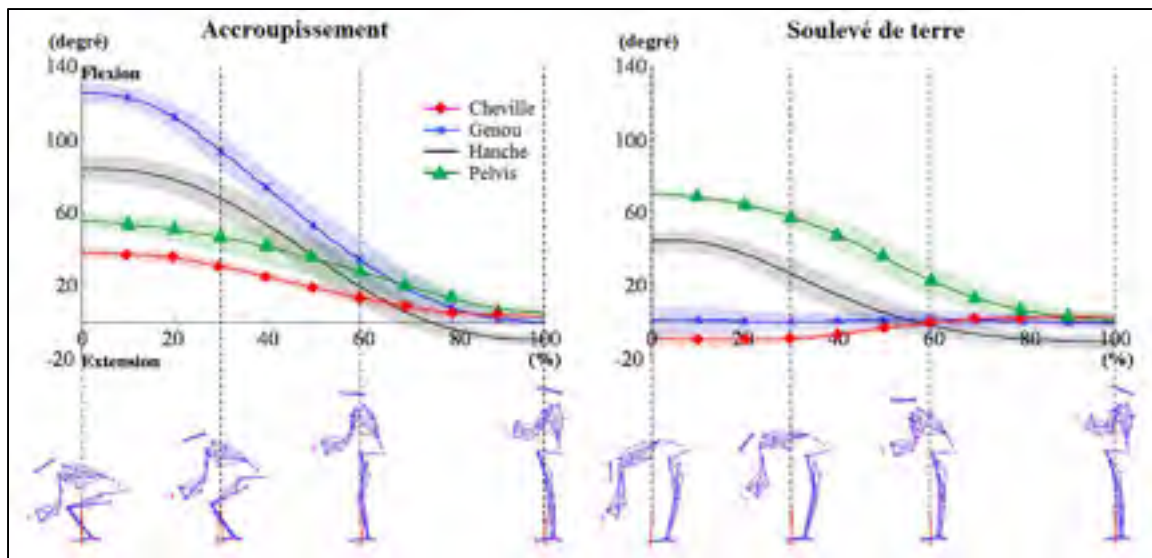


Figure 1.26 Angle des articulations dans le plan sagittal
Adaptée de Hwang et Kim (2009)

La dynamique inverse est un principe de modélisation biomécanique. Le sujet étudié est représenté par un modèle multicorps où il est séparé en un certain nombre de corps rigides. Des données anthropométriques sont utilisées pour donner des paramètres d'inertie aux corps rigides. Puis, les données concernant la cinématique et les forces externes, mesurées lors d'une acquisition, sont implémentées au modèle et cela permet d'obtenir les efforts aux articulations. Éventuellement, en utilisant les données provenant d'un électromyogramme, il est possible d'aller quantifier les efforts musculaires. Il s'agit donc d'une méthode non invasive permettant de quantifier les efforts internes à partir de mesures externes.

1.5.2 Méthodes d'évaluation de la performance d'un dispositif individuel

Le développement de nouveaux outils d'évaluation d'un dispositif de protection pour porteurs de colonne humaine peut être basé, entre autres, sur les outils d'évaluation pour sacs à dos retrouvés dans la littérature. Pour évaluer les forces imposées par un sac à dos, Reid, Stevenson et Whiteside (2004) ont développé un banc d'essai avec un mannequin instrumenté. Ils ont réalisés une coupe transverse du mannequin au niveau L3-L4 pour installer une jauge de déformation à six degrés de liberté. Puis, ils ont installé le mannequin

sur une plateforme de force à six degrés de liberté. Ce banc d'essai permet d'obtenir la charge appliquée par le sac à dos sur les épaules et le haut du tronc.

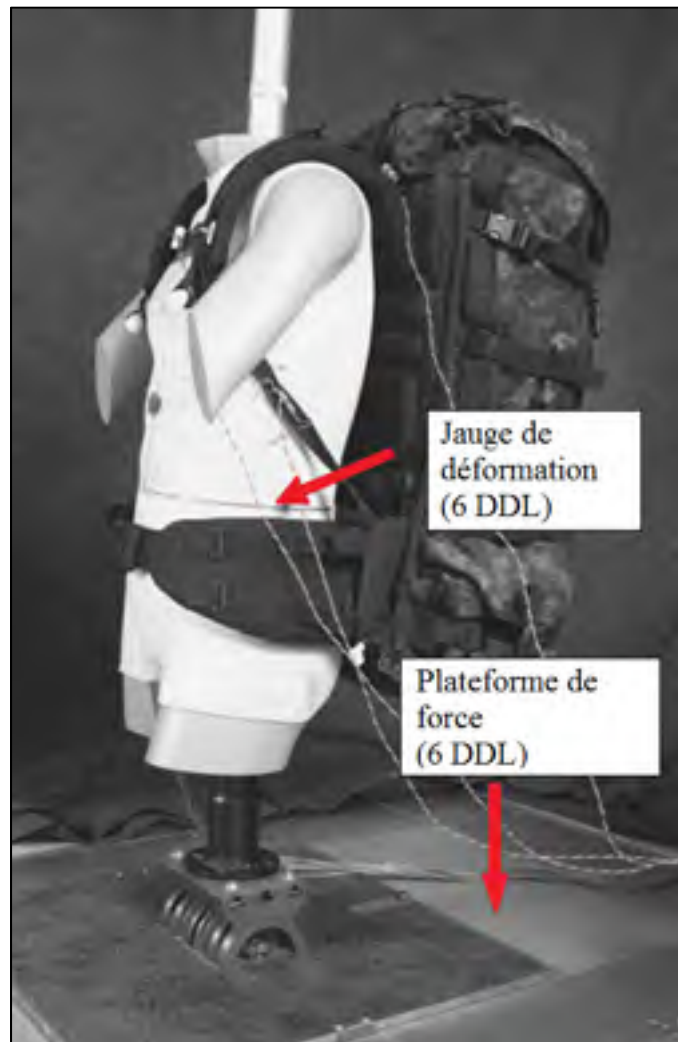


Figure 1.27 Banc d'essai avec mannequin instrumenté
Adaptée de Reid, Stevenson et Whiteside (2004)

Afin d'évaluer l'effet de l'ajustement d'un sac à dos sur les fonctions respiratoires, Bygrave et al. (2004) ont mesuré à l'aide d'un spiromètre les paramètres suivants :

- Capacité vitale forcée (CVF);
- Volume expiratoire maximal seconde (VEMS);
- Fraction de CVF expirée en une seconde (VEMS/CVF);

- Débit expiratoire de pointe (DEP);
- Débit expiratoire entre 0.2 et 1.2 s après le début de l'expiration (DEM 0.2-1.2);
- Débit expiratoire entre les valeurs de 25 % et 75 % de CVF (DEM 25-75).

Il est également possible d'évaluer de façon subjective l'appréciation des systèmes de transport de charge. Pour ce faire, Legg et Mahanty (1985) ne se sont pas limité à mesurer certains paramètres physiologiques (Consommation d'oxygène, ventilation minute et fréquence cardiaque), mais ils ont également utilisé quatre techniques d'évaluation subjective. Différents types de questionnaires leur permettaient de comparer l'effort perçu et l'inconfort ressenti de manière à classer en ordre de préférence les systèmes de transport.

En outre, les méthodes d'analyse biomécanique présentées précédemment permettraient également d'évaluer un dispositif de protection, en évaluant son impact sur la biomécanique.

1.6 Synthèse de la revue des connaissances

À la suite de la revue des connaissances, il est possible de ressortir certaines idées importantes pour la suite du travail.

Les porteurs de colonne humaine doivent supporter deux à trois personnes sur leurs épaules, de nombreuses heures par semaine. Ils supportent cette charge en position debout, le tronc droit, les genoux fléchis et les épaules en abduction. Les structures anatomiques les plus vulnérables sont le rachis thoracolumbaire et les épaules. Les mécanismes lésionnels sont principalement liés aux forces de compressions élevées et à l'adoption d'une mauvaise posture. Pour protéger les porteurs, il faudra donc réduire les forces appliquées sur les structures anatomiques à risque et favoriser l'adoption d'une bonne posture.

Les dispositifs de protection existants misent sur la limitation de l'amplitude de mouvement et l'absorption des chocs pour protéger le rachis et les épaules. En ce qui concerne les dispositifs de transport de charge, les sacs à dos avec des tiges latérales et une ceinture

lombaire permettent de transférer une partie de la charge directement au bassin. Cette approche permet de réduire : les forces sur les vertèbres, le risque de blessures nerveuses, la fatigue et l'inconfort. Le nouveau dispositif de protection pour porteur de colonne humaine misera sur la limitation de l'amplitude et sur le transfert de la charge vers les membres inférieurs.

La biomécanique du mouvement humain peut être étudiée selon la cinématique et la dynamique. Les différentes méthodes d'analyse de la cinématique se basent sur la mesure des angles des articulations, calculés à partir de la position de différents types de marqueurs. Pour la dynamique, il faut ajouter les forces impliquées qui sont mesurées à l'aide de plateformes de force, d'électromyogrammes ou autres. Pour évaluer la biomécanique d'une colonne humaine, l'utilisation d'un système de caméras optoélectroniques à marqueurs passifs permettra d'étudier la cinématique.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET APPROCHE MÉTHODOLOGIQUE

2.1 Problématique

D'après la revue des connaissances, il est possible de voir l'importance des blessures observées parmi les porteurs de colonne humaine et l'intérêt majeur que représente ce projet pour le CDS. Ce projet pourrait permettre de réduire le risque de blessures, prolonger des carrières, assurer une meilleure qualité de vie aux artistes et optimiser leurs performances. Ce projet permet également de montrer la volonté du CDS à protéger ses artistes.

La section précédente a mis en évidence le fait que le rachis et les épaules sont particulièrement à risque chez ce groupe d'artistes et constituent des structures complexes et critiques. Il serait impossible d'augmenter l'entraînement, de réduire la charge imposée ou de modifier la technique afin de réduire ce risque. De plus, il n'existe actuellement aucun dispositif de protection adapté à la situation qui permettrait de réduire la vulnérabilité des porteurs de colonne humaine. Puis, il a été possible de voir que peu de données dans la littérature concernent le rachis en charge, lors du maintien de l'équilibre.

2.2 Objectifs spécifiques

Ce projet vise donc à développer un nouvel équipement de protection pour réduire les risques et la gravité des blessures à la colonne vertébrale (lombalgie, hernie discale, etc.) et aux épaules (bursite, pincement du nerf sous-scapulaire, lésions de la coiffe des rotateurs, étirement ligamentaire, etc.) des porteurs de colonne humaine du domaine circassien.

Les objectifs spécifiques de ce projet sont :

- 1) Utiliser et développer des outils et des méthodes d'analyse pour évaluer la performance d'un porteur de colonne humaine d'un point de vue biomécanique.

- 2) Développer un nouvel équipement de protection et proposer des outils d'évaluation pour ce type d'équipement.

Pour répondre au premier objectif, des essais préliminaires ont été réalisés avec des artistes du CDS. Cela permet d'améliorer les connaissances sur les mécanismes de blessures chez les porteurs de colonnes humaines du CDS et de mieux comprendre leurs besoins en mobilité.

Pour le second objectif, un processus de développement de produit en ingénierie a d'abord été employé pour développer un nouvel équipement de protection. Puis, un protocole d'évaluation a été établi à partir de différents critères de conception. L'équipement devrait principalement redistribuer ou dissiper les charges appliquées sur les structures physiologiques à risque et ne pas modifier la technique privilégiée par le porteur pour ne pas affecter la performance.

2.3 Approche méthodologique et limites

L'approche méthodologique utilisée dans le cadre de ce projet est présentée à la Figure 2.1.

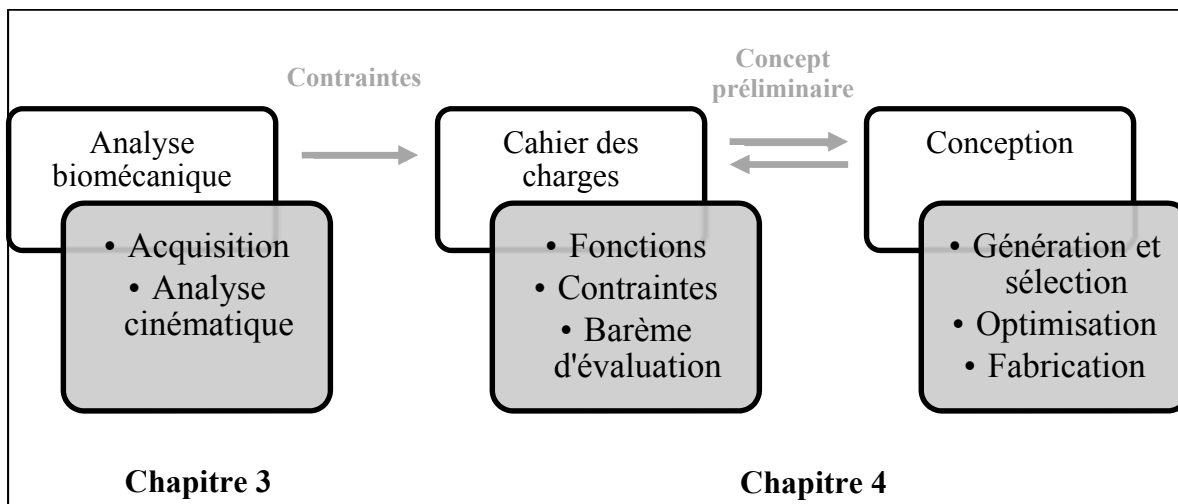


Figure 2.1 Approche méthodologique du projet

La première étape consiste en une analyse biomécanique préliminaire d'une colonne humaine et permet principalement d'évaluer la cinématique du porteur de colonne et d'émettre

certaines recommandations pour l'identification des critères de conception. L'acquisition des mouvements et des forces impliqués est réalisée lors de la formation d'une colonne humaine. Les angles articulaires du porteur sont comparés avec ou sans artiste sur ses épaules. À l'étape 2, un cahier des charges fonctionnel est élaboré et définit les fonctions et contraintes, basées partiellement sur l'étude de la cinématique, que doit respecter le dispositif de protection. Cela permet également d'identifier tous les éléments importants à considérer lors de la conception et d'élaborer un barème d'évaluation qui permet de comparer différentes solutions. La troisième étape, portant sur la conception du nouvel équipement traite de différents aspects : la recherche de solutions et la sélection d'un concept préliminaire, l'optimisation de ce concept et la phase de fabrication.

En outre, dans le cadre de ce projet, la technique actuellement utilisée par les porteurs sera considérée comme étant optimale et ne requérant aucune modification de la part du dispositif. De plus, une corrélation entre la grandeur de la charge appliquée et la prévalence et la gravité de la lésion à long terme sera supposée. L'aspect manufacturier du produit et l'optimisation pour la production à grande échelle ne sera pas tenu en compte. L'effet à long terme du dispositif sur les blessures chez les porteurs de colonnes ne sera pas vérifié.

CHAPITRE 3

ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE D'UNE COLONNE HUMAINE

3.1 Objectifs

Le but de cette étude est de développer et exploiter des outils et méthodes d'analyse afin de mieux comprendre les facteurs biomécaniques affectant le porteur de base lors d'une performance acrobatique de colonne humaine. Cela mènera également à l'identification de critères de conception à inclure dans le cahier des charges.

3.2 Méthodologie

3.2.1 Acquisition des données

L'acquisition des données a été réalisée dans le gymnase de l'École de technologie supérieure, dans le cadre du cours GTS602 (Conception d'orthèses et prothèses). Deux acquisitions ont été faites durant la formation d'une colonne humaine à deux artistes, après que le *middle-man* ait embarqué sur les épaules du porteur de base et avant qu'il ne redescende. Puis, une troisième acquisition a été effectuée sans le *middle-man*, alors que le porteur est seul. Dans tous les cas, le porteur marchait vers la plateforme de force, puis s'immobilisait durant les deux phases de l'acquisition. La procédure complète suivie lors de l'acquisition est présentée à l'ANNEXE II.

D'abord, l'acquisition de la cinématique des porteurs a été faite à l'aide d'un système optoélectronique à marqueurs passifs (OptiTrack, NaturalPoint, Corvallis) qui permettait d'obtenir la position en X, Y et Z (Figure 3.1), avec une précision de moins d'un millimètre, de 34 marqueurs placés sur le porteur (Figure 3.2).

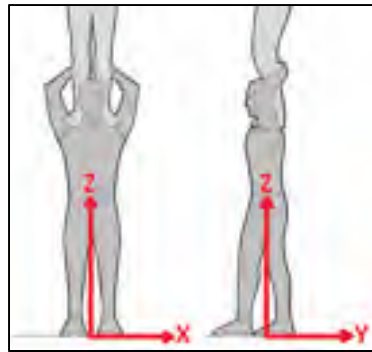


Figure 3.1 Système de coordonnées
du système optoélectronique

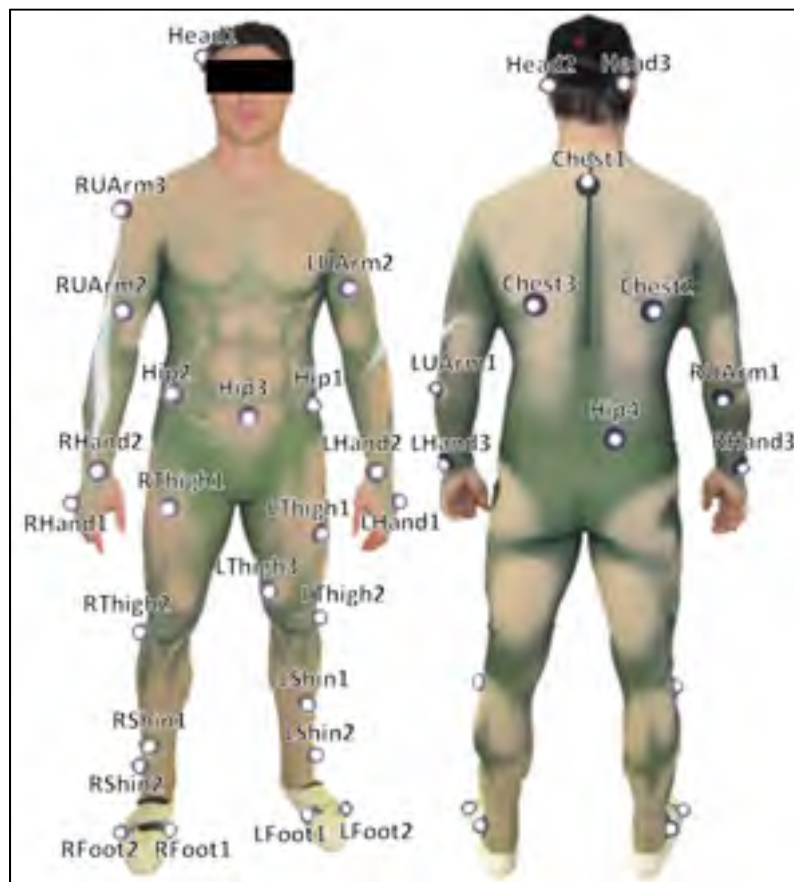


Figure 3.2 Positionnement des marqueurs sur le porteur

Il est à noter qu'au cours de ces essais, le volume d'acquisition des caméras ne permettait pas de faire l'acquisition des 15 marqueurs placés sur les bras et la tête (Marqueurs manquants : Head1, 2, 3; LUArm1, 2, 3; LHand1, 2, 3; RUArm1, 2, 3; RHand1, 2, 3).

Le système d'acquisition était paramétré afin d'obtenir une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Le montage final est affiché à la Figure 3.3.



Figure 3.3 Montage de l'acquisition de données biomécaniques

3.2.2 Traitement des données

Les données concernant la cinématique obtenues lors de l'acquisition des données ont été récupérées. Un groupe de fonctions MATLAB (MathWorks, Natick) existantes permettait de sélectionner un fichier d'acquisition du système optoélectronique et de récupérer les données (Coordonnées des marqueurs, fréquence d'acquisition, etc.).

3.2.3 Méthode d'évaluation de la cinématique

Pour évaluer la cinématique, l'angle de certaines articulations et de l'inclinaison du tronc ont été calculés à partir de la projection des coordonnées des marqueurs sur deux plans, le plan latéral YZ (PL) et le plan frontal XZ (PF) (Figure 3.4). Un segment thoracique et un segment lombaire sont tracés à partir des marqueurs placés sur le dos du porteur. En observant les variations angulaires de ces segments dans les plans frontal et médian, cela permet d'estimer les mouvements de flexion, extension et inflexion latérale du rachis. Le détail des calculs est présenté à l'ANNEXE III.

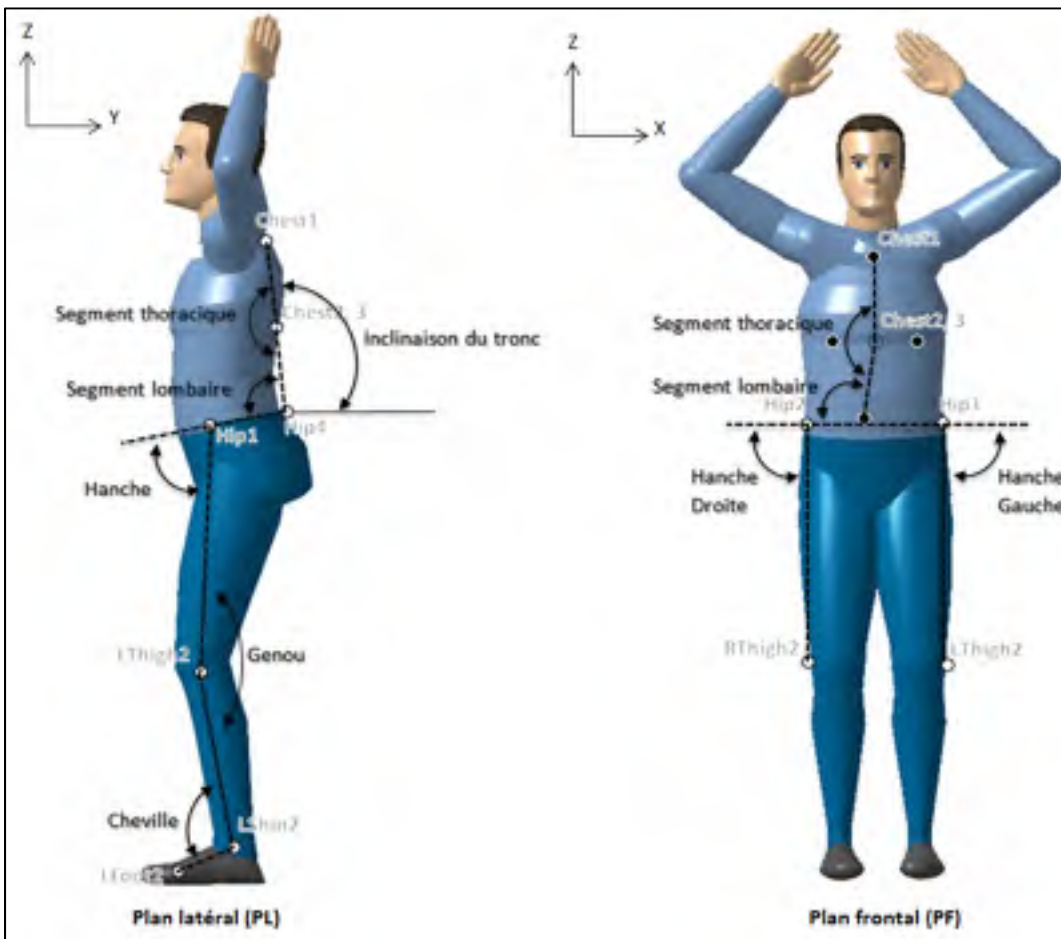


Figure 3.4 Modèle biomécanique et angles articulaires évalués

3.3 Résultats

Les figures 3.5 et 3.6 présentent un exemple des angles articulaires, selon le plan latéral et le plan frontal, obtenues lors du premier essai. Dans le but de simplifier l’affichage, les angles du membre inférieur droit n’y sont pas présentés.

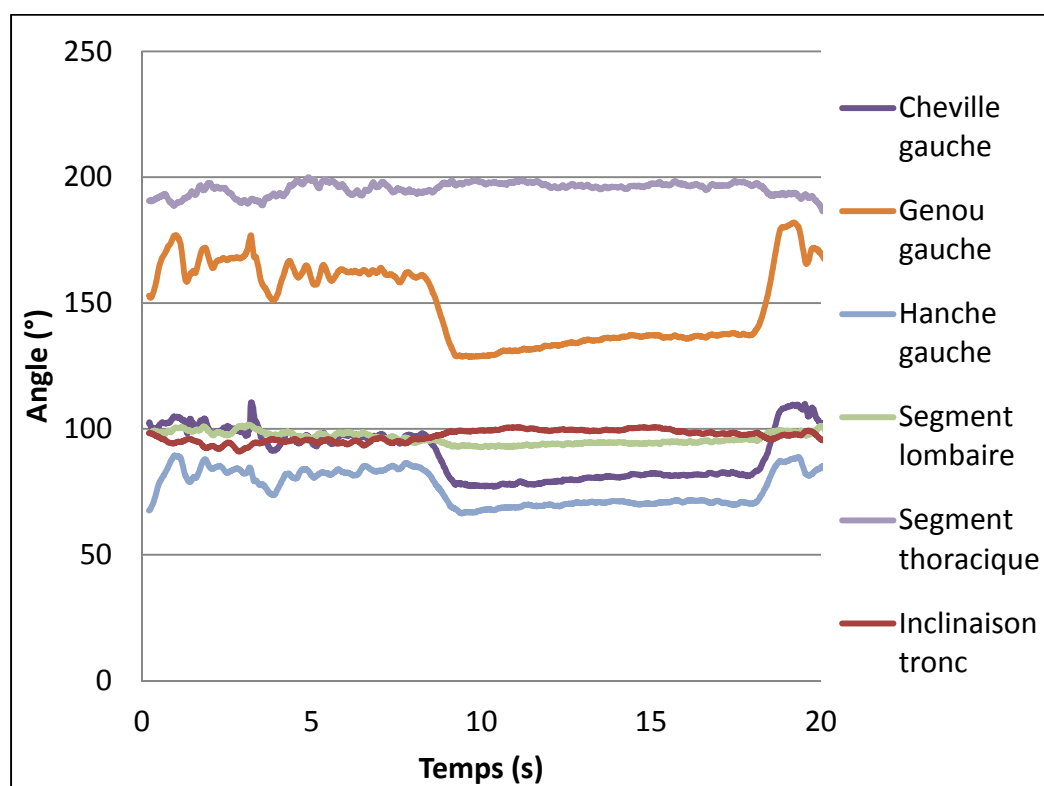


Figure 3.5 Angles articulaires dans le plan latéral, essai 1

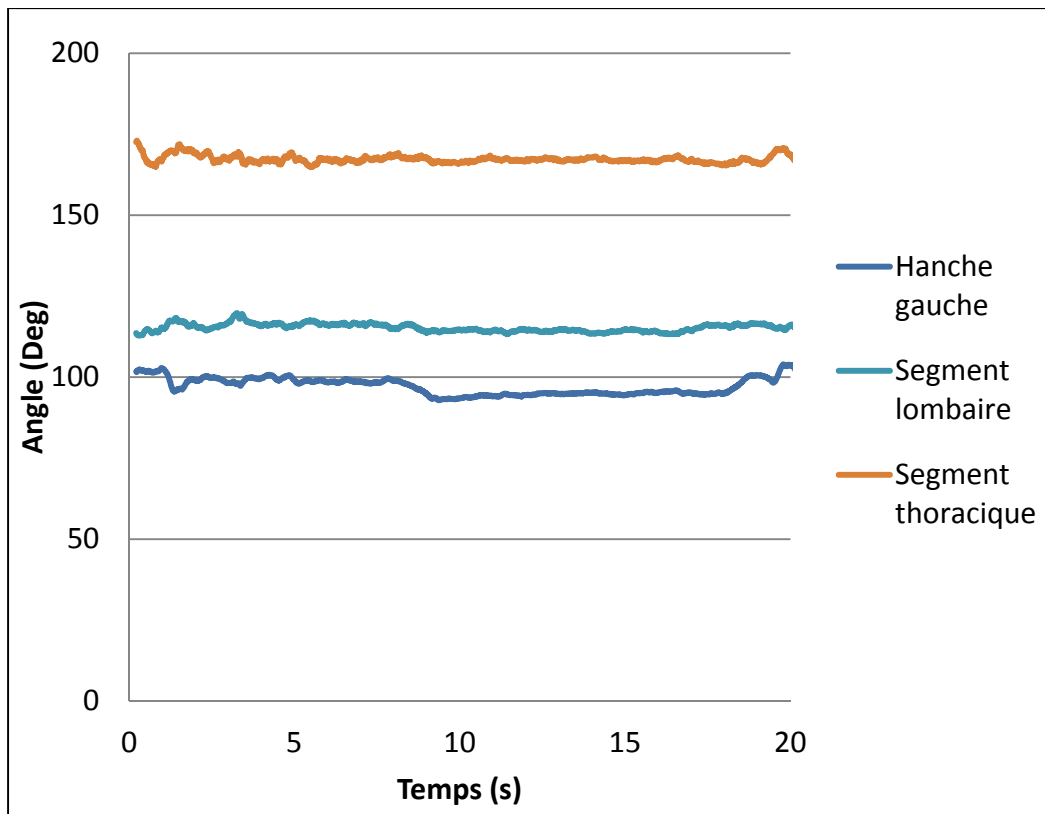


Figure 3.6 Angles articulaires dans le plan frontal, essai 1

De plus la longueur des segments thoracique et lombaire a été calculée, comme présenté à la Figure 3.7 pour le premier essai. La longueur des segments correspond à la norme du vecteur, calculée à partir des coordonnées 3D des marqueurs aux extrémités. Cette donnée donne une indication sur le mouvement du rachis entre les marqueurs. Les graphiques complets pour les trois essais se trouvent à l'ANNEXE IV.

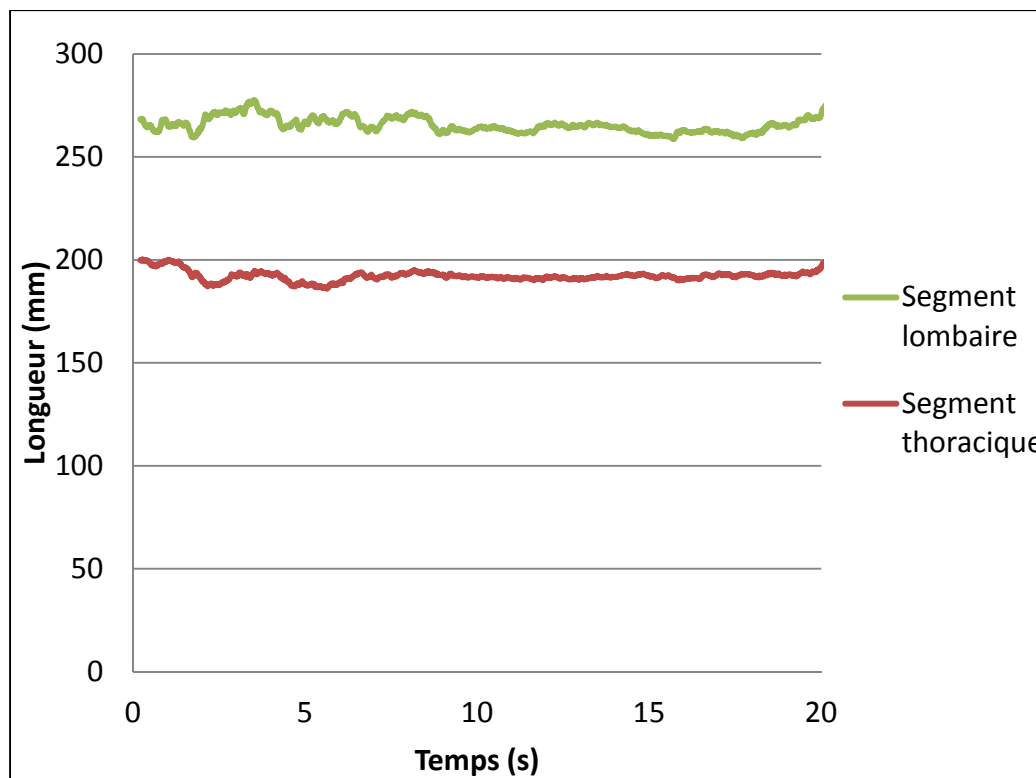


Figure 3.7 Longueurs des segments thoracique et lombaire, essai 1

3.4 Analyse de la cinématique

3.4.1 Phases de l'acquisition

En observant les graphiques des angles articulaires (Figure 3.8), il est possible d'établir deux phases d'acquisition. La première phase (Déplacement) correspond à l'intervalle de temps où le porteur se déplace vers la plateforme de force. La seconde phase (Maintien) correspond au maintien de la position sur la plateforme.

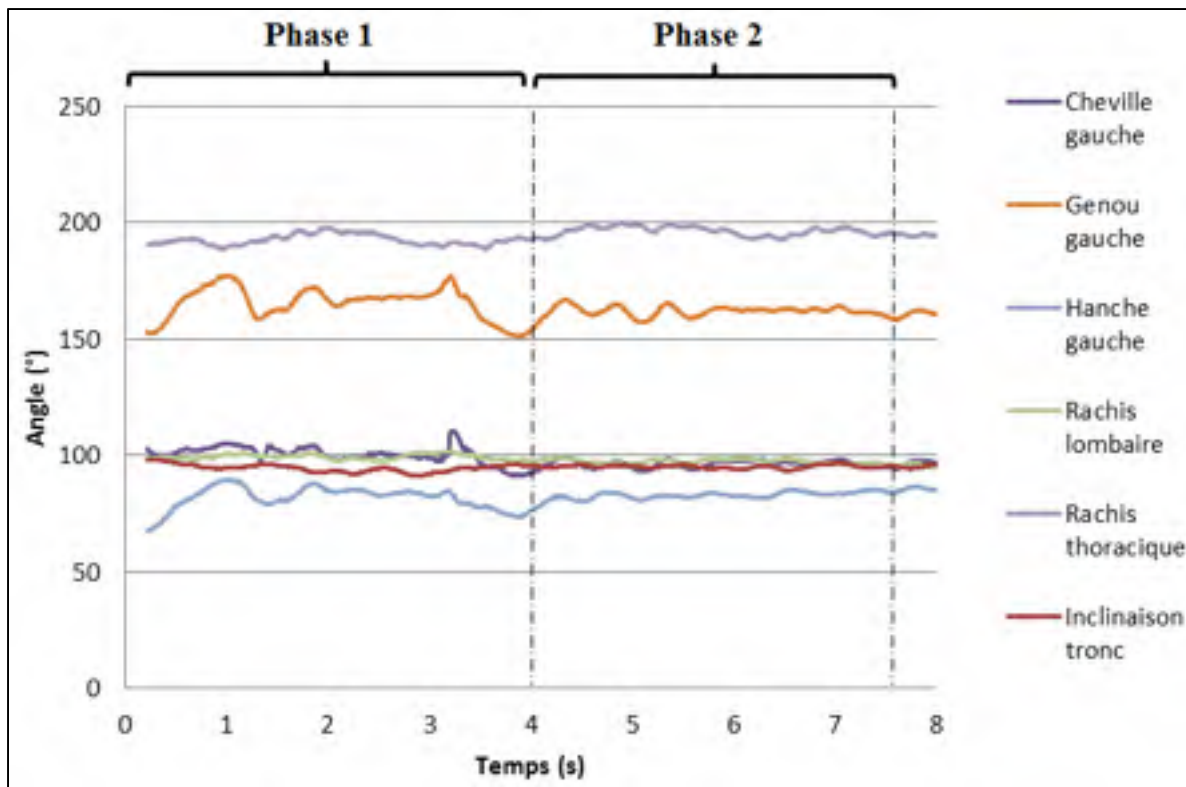


Figure 3.8 Identification des intervalles de temps des phases de l'acquisition, essai 1

Les plages de temps des différentes phases sont présentées à l'ANNEXE V. Les analyses portent sur la phase 1 et la phase 2, qui sont assez proches de ce qui est observé en réalité lors de la formation de colonnes humaines. Les tableaux contenant les valeurs moyennes et les écarts relatifs des trois essais lors de ces deux phases sont présentés à l'ANNEXE VI. Les valeurs pour l'essai 1 sont illustrées sur les figures 3.9 et 3.10 à titre d'exemple, avec uniquement le membre inférieur gauche sur les vues latérales.

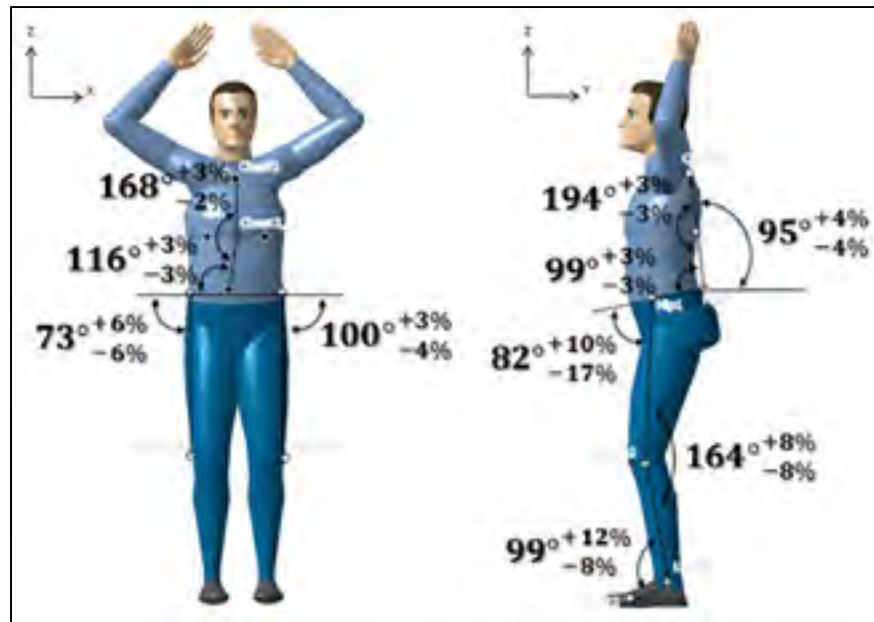


Figure 3.9 Angles articulaires moyens et écarts relatifs lors de l'essai 1 durant la phase de déplacement

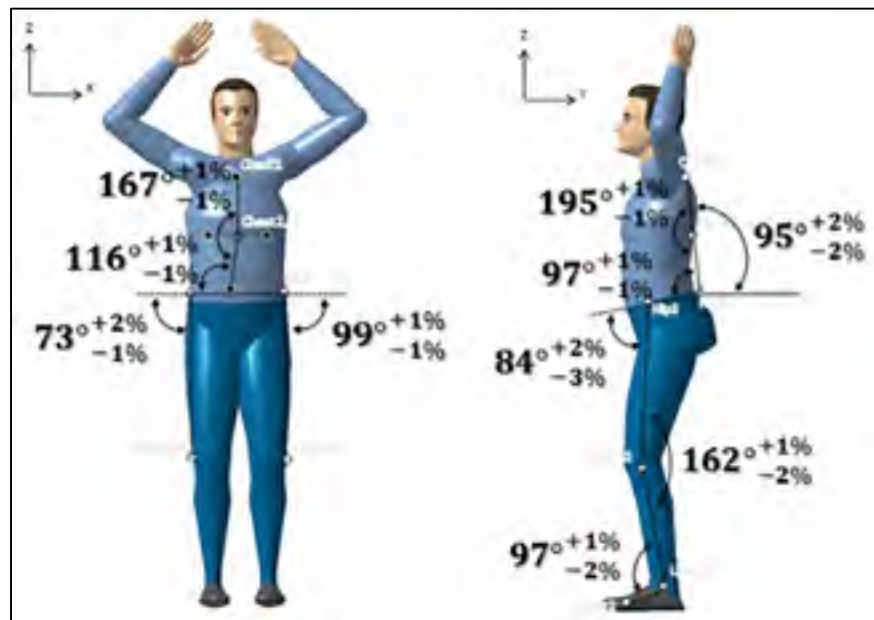


Figure 3.10 Angles articulaires moyens et écarts relatifs lors de l'essai 1 durant la phase de maintien

3.4.2 Comparaison de la posture

Cette section présente la comparaison des valeurs d’angles articulaires des membres inférieurs et du rachis durant la phase de maintien des trois essais. Ces valeurs sont présentées dans les graphiques de la Figure 3.11 et la Figure 3.12.

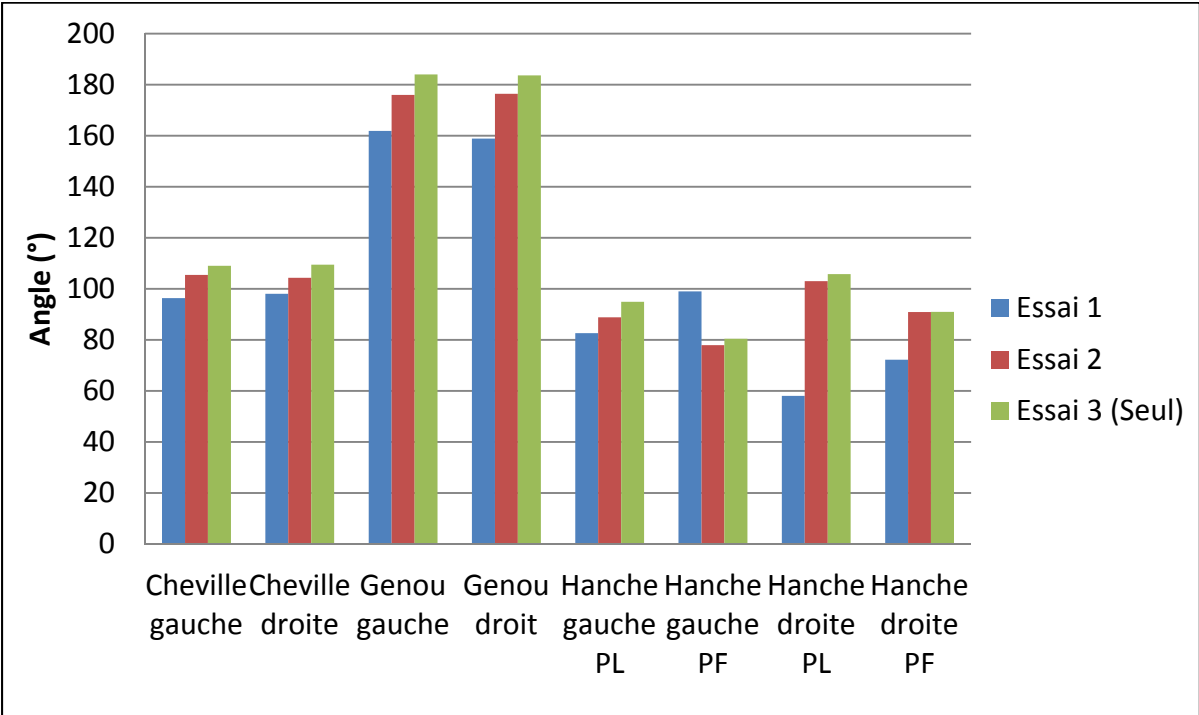


Figure 3.11 Valeurs moyennes des angles articulaires des membres inférieurs durant la phase de maintien

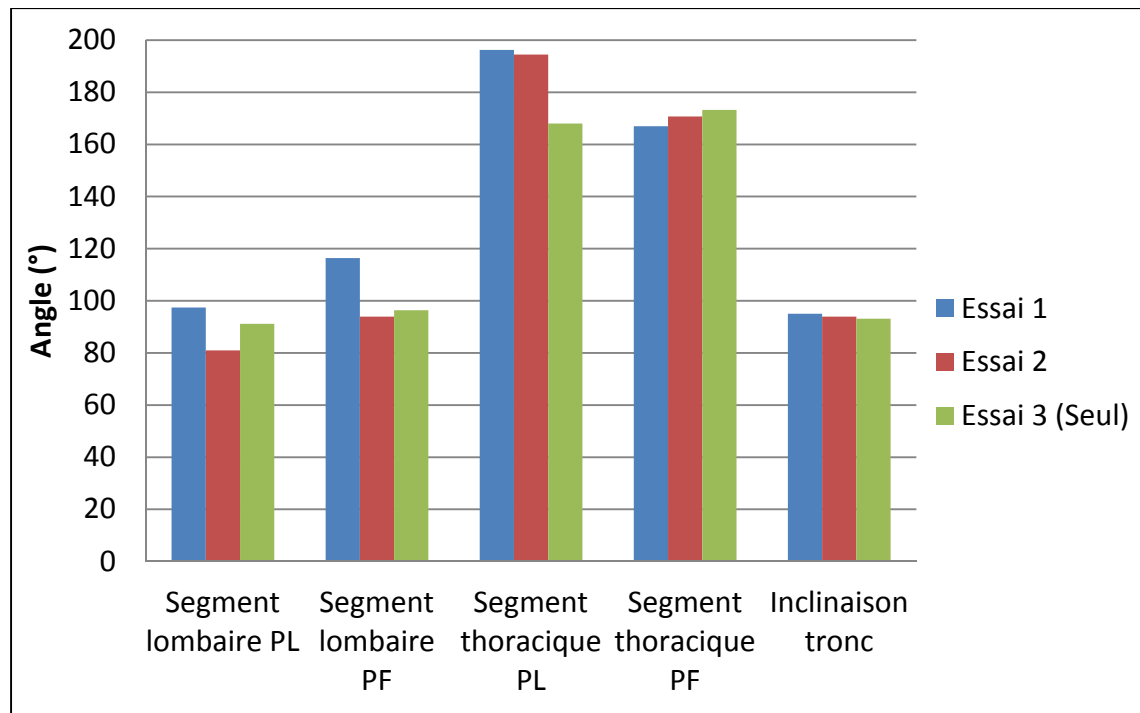


Figure 3.12 Valeurs moyennes des angles articulaires des segments thoracique et lombaire durant la phase de maintien

En observant les figures 3.11 et 3.12, il est possible de voir certaines influences de l'ajout du *middle-man* à supporter sur la posture du porteur de base :

- Légère dorsiflexion des chevilles;
- Légère flexion des genoux;
- Importante extension du rachis thoracique (Segment thoracique PL).

Ces résultats semblent corroborer les propos des porteurs du Cirque du Soleil, qui disent « arquer » leur dos lorsqu'ils supportent la colonne humaine. Il pourrait s'agir en fait d'une stratégie intuitive pour se protéger en réduisant la cyphose thoracique et éviter le flambage de cette section du rachis sous l'effet de la charge supportée (Scholten, Veldhuizen et Grootenboer, 1988). La flexion des genoux, quant à elle, pourrait être réalisée pour abaisser le centre de gravité et augmenter la stabilité.

Il est important de noter que lors de l'essai 1, le marqueur positionné sur la hanche droite était environ 10 cm plus bas que pour les autres essais. Cette erreur de positionnement a faussé les données pour les angles du genou droit, de la hanche droite dans les deux plans et du segment lombaire dans les deux plans.

3.4.3 Cinématique du rachis

Les longueurs moyennes des segments thoracique et lombaire lors des trois essais, durant la phase de maintien, sont présentées à la Figure 3.13.

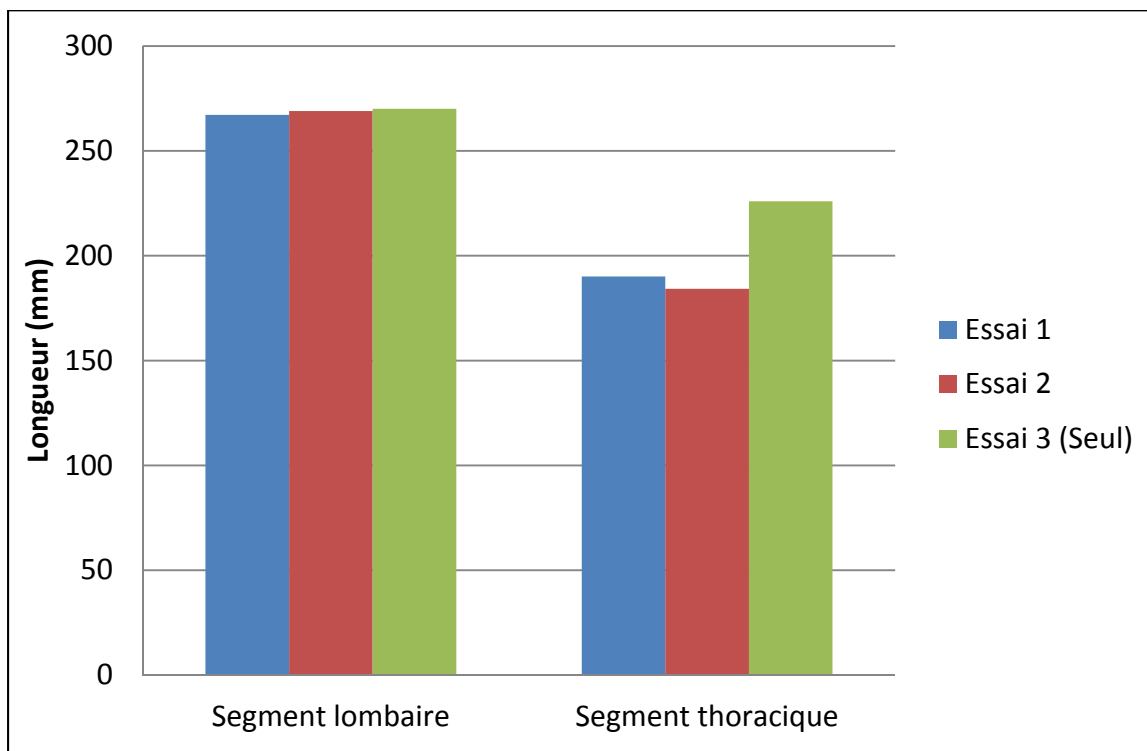


Figure 3.13 Valeurs moyennes des longueurs des segments thoracique et lombaire durant la phase de maintien

Tel qu'il a été mentionné précédemment, une extension au niveau du rachis thoracique est observée pour les essais 1 et 2 par rapport à l'essai 3 (seul). De plus, comme il est possible de le voir sur la Figure 3.13, la longueur du segment thoracique diminue lors des essais 1 et 2. Ainsi, il est possible de présumer que l'extension du rachis est répartie parmi les vertèbres

localisées entre les marqueurs aux extrémités du segment thoracique. De plus amples investigations seraient nécessaires pour étudier en détail ce mouvement. Un protocole d'analyse de la mobilité du rachis thoracolombaire lors de support de charge est proposé à l'ANNEXE VII.

Les figures 3.14, 3.15 et 3.16 montrent les plages de variation relative des angles articulaires des segments thoracique et lombaire lors des essais 1 et 2 (avec *middle-man*) et de l'essai 3 (seul). La valeur de 0 % sur les graphiques représente l'angle articulaire moyen et les bandes sont les variations relatives maximales et minimales. Dans le but de les comparer, les valeurs des phases de déplacement et de maintien de l'acquisition ont été séparées.

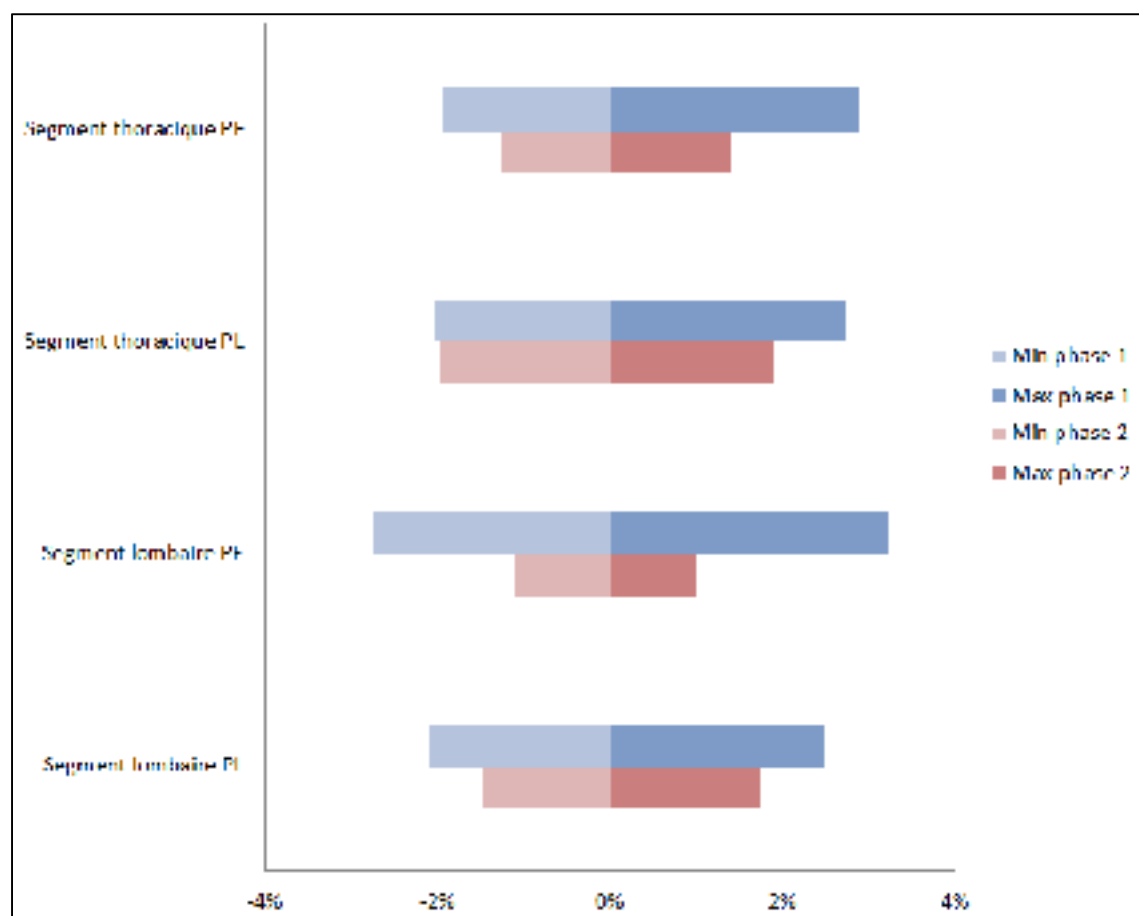


Figure 3.14 Variation relative des angles articulaires des segments thoracique et lombaire, essai 1

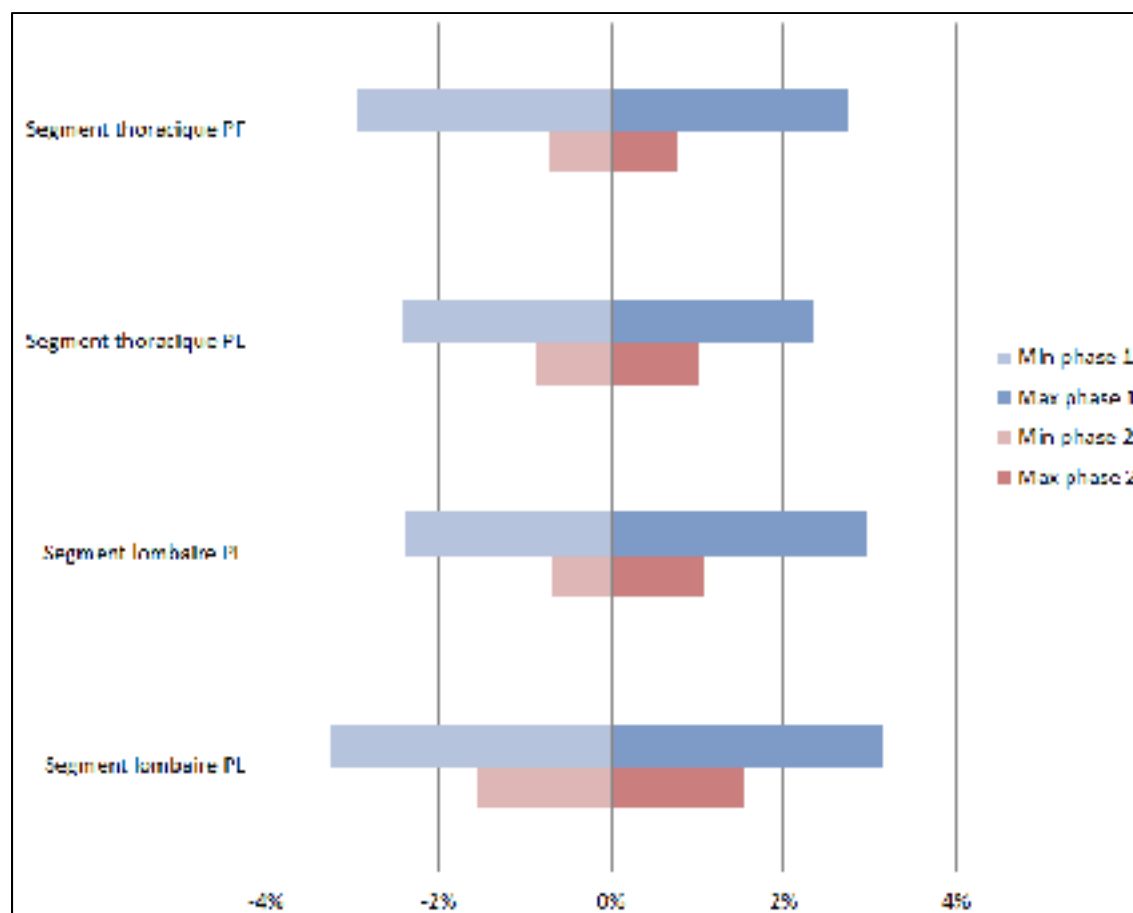


Figure 3.15 Variation relative des angles articulaires des segments thoracique et lombaire, essai 2

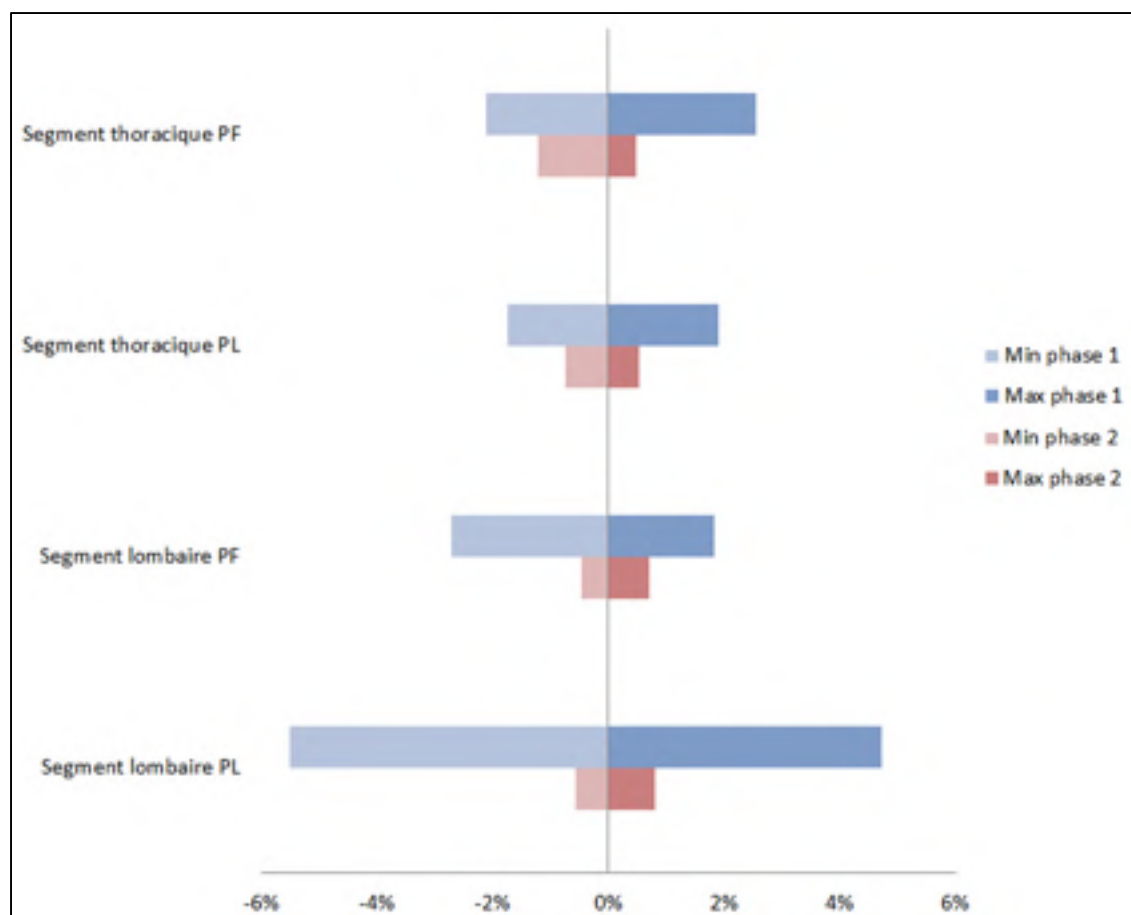


Figure 3.16 Variation relative des angles articulaires des segments thoracique et lombaire, essai 3

Selon les figures 3.14 et 3.15, il y a une variation des angles articulaires de 4 % à 6 % par rapport à la moyenne lors de la phase de déplacement et de 1 % à 4 % lors de la phase de maintien. Les plages de variation relative des angles articulaires sont jusqu'à 4 fois plus grandes lors de la phase de déplacement par rapport à la phase de maintien. Ces valeurs s'apparentent aux variations angulaires de 4 % à 11 % en phase de déplacement et 1 % à 2 % en phase de maintien lorsque le porteur est seul (Figure 3.16).

3.4.4 Évolution des angles articulaires

La variation relative entre les angles articulaires moyens lors de la phase de déplacement et les angles articulaires moyens lors de la phase de maintien, pour les trois essais, est présentée aux figures 3.17 et 3.18 respectivement pour les membres inférieurs et les segments du rachis.

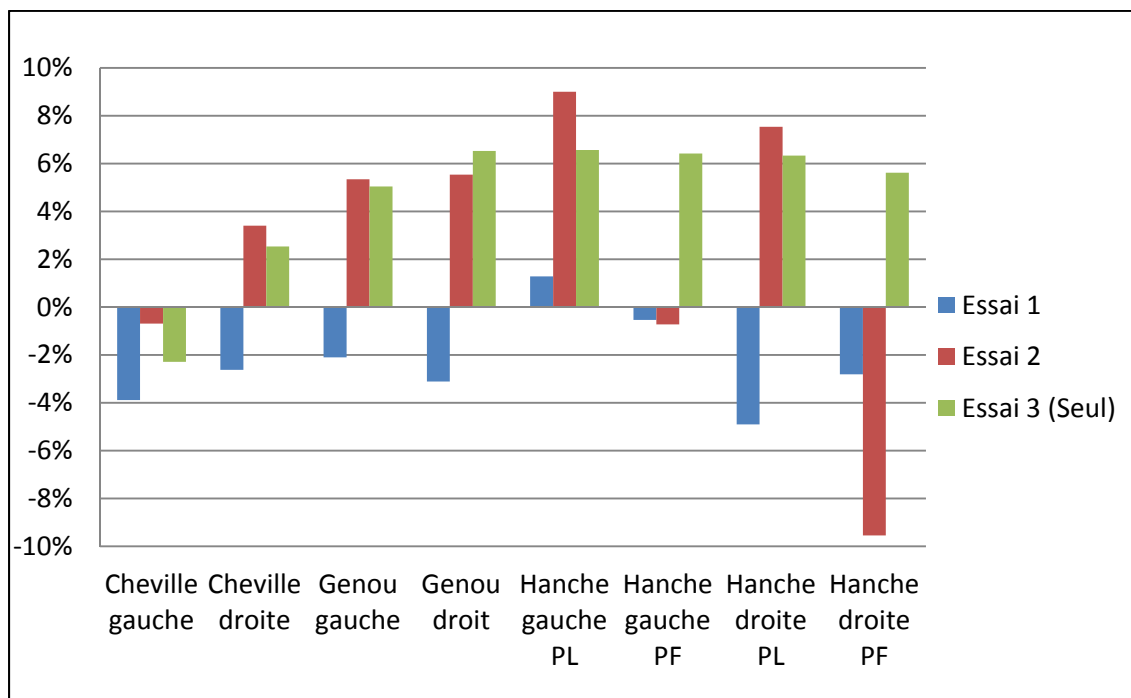


Figure 3.17 Variation relative des angles articulaires moyens des membres inférieurs entre la phase de déplacement et la phase de maintien

À partir du graphique précédent, il semble logique de constater une grande variation au niveau des membres inférieurs (1 % à 10 %), étant donné que le porteur se déplace durant la première phase de l'acquisition.

Les angles articulaires des segments thoracique et lombaire restent sensiblement les mêmes durant les deux premières phases avec des variations relatives de 0 % à 4 %. Ainsi, le porteur adopte une certaine posture du rachis au début du déplacement et la conserve durant le maintien de la colonne humaine.

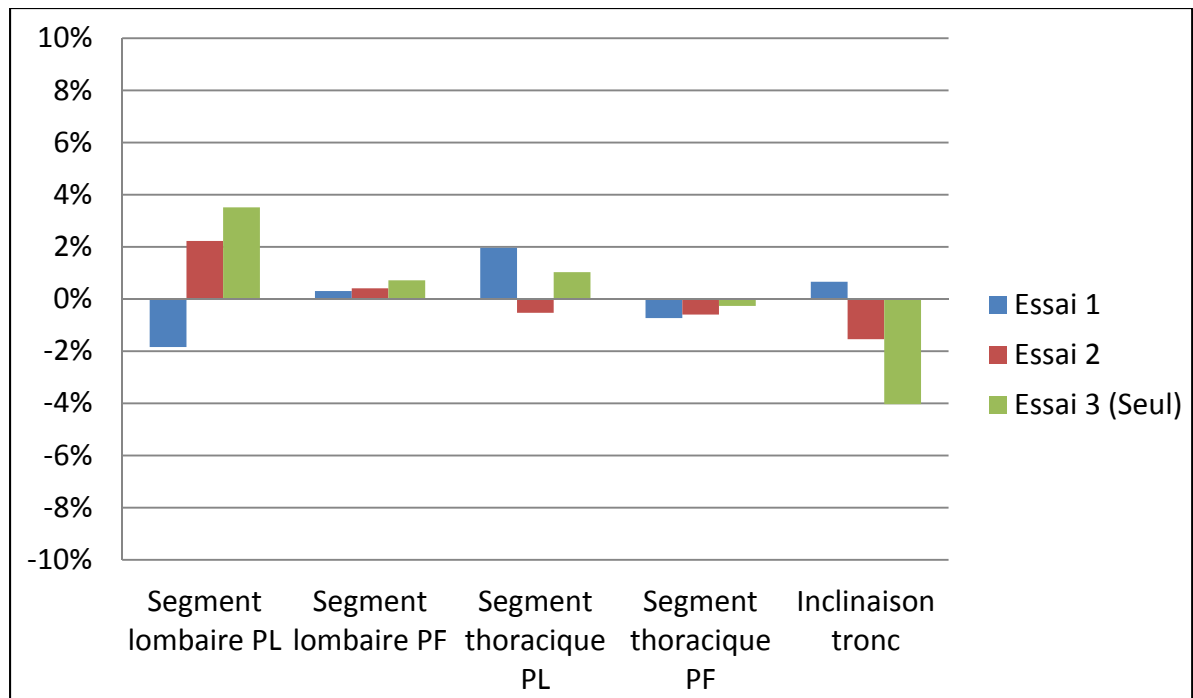


Figure 3.18 Variation relative des angles articulaires moyens des segments thoracique et lombaire entre la phase de déplacement et la phase de maintien

3.5 Conclusion

L'analyse biomécanique préliminaire a permis d'identifier certaines tendances de la cinématique du porteur : extension du rachis thoracique, flexion des membres inférieurs et variation des angles articulaires du rachis. Ces tendances peuvent être utilisées lors des prochaines étapes du projet, pour définir des critères du cahier des charges et guider la conception du futur dispositif de protection. Il a été décidé de minimiser l'intervention du dispositif sur la cinématique du porteur pour éviter de nuire aux performances des artistes. Ainsi, selon les tendances identifiées, il faut permettre au porteur de modifier sa posture de base en effectuant une extension du rachis thoracique et il faut également lui permettre une variation des angles articulaires du rachis tout au long de la formation de la colonne humaine.

CHAPITRE 4

CONCEPTION D'UN DISPOSITIF DE PROTECTION POUR PORTEUR DE COLONNE HUMAINE

4.1 Contexte

La phase de conception du projet a été débutée en équipe, dans le cadre du cours GBM8953a (Conception d'équipements de performance de cirque) à l'École Polytechnique de Montréal. Un cahier des charges fonctionnel préliminaire d'un dispositif de protection pour porteurs de colonne humaine a d'abord été élaboré avec la participation du CDS. Les principaux intervenants du CDS impliqués sont des entraîneurs et anciens artistes, des thérapeutes, des concepteurs et des gestionnaires. Puis, une recherche de solutions a été effectuée. Durant un atelier de créativité, plusieurs idées ont été proposées pour répondre aux différents sous-problèmes identifiés, tels que la réduction de la charge sur les structures anatomiques critiques, l'ergonomie et la sécurité. À partir de ces idées, différents concepts complets ont été proposés. Puis, deux filtres ont été utilisés pour sélectionner un concept préliminaire. Le premier filtre, l'étude de praticabilité, permet de s'assurer que le concept répond aux contraintes du cahier des charges. Le second filtre, l'étude préliminaire, permet de confronter les concepts aux critères d'évaluation du cahier des charges qui sont mesurables à ce stade du projet. Cette démarche a mené à l'élaboration d'un concept préliminaire de dispositif de protection.

À partir des étapes antérieures réalisées dans le cadre du cours GBM8953a, ce projet vise d'abord à présenter un cahier des charges fonctionnel révisé, entre autres selon l'analyse biomécanique préliminaire. Puis, un concept optimisé à partir du concept préliminaire est proposé, en considérant les critères de conception du cahier des charges révisé. Finalement, le projet mène à la conception d'un prototype virtuel et la fabrication d'un prototype fonctionnel du concept optimisé. Tout le processus de développement du dispositif de protection est présenté à la Figure 4.1.

Suite à l'analyse biomécanique préliminaire et à certaines modifications quant à l'orientation du projet, le cahier des charges préliminaire a été révisé et raffiné. Les fonctions, contraintes, critères et barèmes d'évaluation du cahier des charges ont été revus et ajustés et des contraintes par rapport à la mobilité ont été ajoutées pour respecter les résultats de l'analyse précédente. Ces éléments sont adaptés pour répondre adéquatement aux besoins du client concernant le dispositif de protection :

- Réduire les blessures chez les porteurs de colonne humaine;
- Préserver la performance des porteurs;
- Être ergonomique;
- Être utilisable lors d'un spectacle.

4.2.1.1 Fonctions

Les fonctions actives découlent de l'objectif principal du dispositif qui est de réduire la vulnérabilité des porteurs et les protéger en réduisant la charge sur les structures physiologiques critiques :

- Réduire la charge au niveau des épaules: le dispositif devrait transférer une partie de la charge appliquée sur les épaules, soit vers les membres inférieurs ou vers le sol;
- Réduire la charge au niveau du rachis: le dispositif devrait transmettre une partie de la charge ailleurs que sur le rachis, pour diminuer la charge appliquée sur celui-ci;
- Réduire la pression sur les épaules : le dispositif devrait redistribuer les charges appliquées sur les épaules pour diminuer les pressions maximales observées.

Les fonctions passives suivantes concernent l'ergonomie du dispositif :

- Être léger : Le dispositif devrait être léger pour minimiser le surplus de charges et ne pas gêner l'artiste dans ses déplacements;
- Être stable : le dispositif devrait s'ajuster et épouser la forme de l'artiste pour être le plus stable possible sur celui-ci durant une performance;
- Être confortable : le dispositif devrait être confortable pour l'artiste;

- Être universel : le harnais devrait être ajustable pour être utilisé sur des porteurs de différentes morphologies;
- Être simple d'utilisation : l'installation de l'équipement devrait comporter le moins d'étapes possible afin d'être le plus simple possible pour n'importe quel porteur;
- Être rapide d'installation : l'installation du dispositif sur le porteur devrait prendre le moins de temps possible afin de minimiser l'impact sur l'enchaînement des numéros dans un spectacle.

Puis, les fonctions passives suivantes sont plutôt liées à l'aspect artistique :

- Être esthétique : le dispositif devrait avoir un aspect général agréable à regarder;
- Être peu encombrant : l'équipement devrait pouvoir être facile à dissimuler sous un costume.

4.2.1.2 Contraintes

Les contraintes suivantes sont liées à la sécurité :

- Résister aux charges : le dispositif ne doit pas représenter un danger potentiel pour son utilisateur (le porteur) ou induire de nouvelles blessures en se brisant, il doit donc résister aux charges appliquées dans toutes les situations d'utilisation lors de la formation d'une colonne humaine;
- Être sécuritaire en cas de chute : le dispositif ne doit pas représenter un danger additionnel pour le porteur et pour les autres artistes lors d'une chute. Les artistes ne doivent pas risquer de rester pris, ni risquer de se blesser en se cognant sur le dispositif.

Tandis que les contraintes suivantes sont liées à la performance des artistes :

- Préserver la mobilité : le dispositif doit permettre aux porteurs d'atteindre l'amplitude maximale observée lors de l'extension de leur cou, de l'extension du rachis thoracique et lors de l'abduction de leurs épaules pour ne pas les limiter dans leurs mouvements;

- Permettre une variation angulaire du rachis : le dispositif doit être assez flexible pour permettre une certaine variation angulaire du rachis lors du maintien de la colonne humaine;
- Préserver la mobilité des membres inférieurs : le dispositif ne doit pas limiter le porteur dans ses déplacements;
- Permettre au *middle-man* de grimper : le dispositif ne doit pas nuire à l'ascension du *middle-man* sur les épaules du porteur;
- Permettre la respiration : le dispositif ne doit pas entraver la respiration du porteur;
- Préserver la communication : le dispositif doit préserver la communication entre le porteur et le *middle-man* en gardant la région de la nuque et du cou accessible, en préservant la sensibilité du transfert de poids et en préservant la sensibilité de l'échange de signaux entre les pieds du *middle-man* et les épaules du porteur.

4.2.1.3 Analyse fonctionnelle

L'analyse fonctionnelle du cahier des charges permet de hiérarchiser les fonctions et les contraintes afin d'évaluer la satisfaction d'une solution. Le coefficient d'importance K permet de classer les fonctions et les contraintes par rapport à leur niveau d'importance. Ce facteur varie de 1 à 5, où K = 5 correspond à une importante vitale ou essentielle (Tableau 4.1). Lorsque le coefficient se retrouve entre 3 et 5, il s'agit d'un critère à satisfaire dans le cadre du projet.

Tableau 4.1 Importance quantifiée
par le coefficient K

K	Importance
1	Utile
2	Souhaitable
3	Importante
4	Très importante
5	Vitale ou essentielle

Tableau 4.2 Tableau des fonctions

Fonction	K	Critère	Poids	Barème	Satisfaction
1) Réduire la charge des épaules	5	% de la charge initiale	16 %	>50%	100 %
2) Réduire la charge du rachis	5	% de la charge initiale	16 %	35 %-50 %	80 %
				20 %-35 %	60 %
				5 %-20 %	40 %
				<5 %	0 %
3) Réduire la pression sur les épaules	4	% de la pression initiale	12 %	>60 %	100 %
				20 – 60 %	60 %
				< 20 %	0 %
4) Être léger	4	Masse	12 %	< 4 kg	100 %
				4 – 6 kg	66 %
				6 – 8 kg	33 %
				> 8 kg	0 %
5) Être stable	3	Stabilité	8 %	Stable	100 %
				Se déplace	0 %
6) Être confortable	3	Confort	8 %	Très confortable	100 %
				Plutôt confortable	75 %
				Acceptable	50 %
				Plutôt inconfortable	25 %
				Très inconfortable	0 %
7) Être universel	2	Nombre de tailles différentes	4 %	Taille unique	100 %
				2 à 6 tailles	60 %
				Sur mesure	0 %
8) Être simple d'utilisation	2	Nombre d'étapes d'installation	4 %	≤ 2	100 %
				3	75 %
				4	50 %
				5	25 %
				≥ 6	0 %
9) Être rapide d'installation	2	Temps maximal requis	4 %	< 2 min	100 %
				2 – 4 min	75 %
				4 – 6 min	50 %
				> 6 min	0 %
10) Être esthétique	3	Aspect général	8 %	Très satisfaisant	100 %
				Satisfaisant	75 %
				Passable	25 %
				Insatisfaisant	0 %
11) Être peu encombrant	3	Distance maximale du corps	8 %	< 10 mm	100 %
				10 – 30 mm	75 %
				30 – 50 mm	25 %
				> 50 mm	0 %

Le Tableau 4.3 présente les contraintes du dispositif à développer, ainsi que les critères et le seuil critique à respecter. Les contraintes sont des limitations dans le développement de la solution, puisqu'elles doivent absolument être respectées selon le seuil indiqué.

Tableau 4.3 Tableau des contraintes

Contrainte	Critère	Seuil
1) Résister aux charges	% de la charge maximale	100 % *
2) Être sécuritaire en cas de chute	Sécuritaire	-
3) Ne pas augmenter la pression appliquée sur les épaules	Pression	< 100 % P initiale
4) Transmettre la charge selon l'axe longitudinal du corps (plan latéral)	Axe du transfert de charge	-
5) Préserver mobilité extension du cou	Amplitude max.	> 35°
6) Préserver mobilité abduction épaules	Amplitude max.	> 145°
7) Préserver mobilité extension rachis thoracique	Amplitude max.	> 30°
8) Permettre variation angulaire du rachis	Amplitude	> 5°
9) Préserver la mobilité des membres inférieurs	Liberté de mouvement	-
10) Permettre au <i>middle-man</i> de grimper	Encombrement	-
11) Permettre la respiration	Volume expiratoire maximal seconde	100 % VEMS initial
12) Préserver la communication	Accessibilité	-

* Un facteur de sécurité est appliqué selon le dispositif et les matériaux de ses composantes.

4.2.2 Concept préliminaire

Le cahier des charges fonctionnel a permis d'évaluer différents concepts et de proposer le concept préliminaire présenté à la Figure 4.2. La composante principale est un exosquelette, qui consiste en une structure rigide courbée par-dessus les épaules et fixée au niveau du bassin, au-dessus des crêtes iliaques. Il y a un jeu entre la structure et les épaules du porteur et la surface intérieure de la structure à cet endroit est recouverte de coussinets. La fixation

au niveau du bassin est semblable à une ceinture lombaire et intègre une section de l'exosquelette au niveau lombaire. Le système est ajustable à l'aide d'une sangle, située sur la portion antérieure de la ceinture lombaire.

L'exosquelette transfère une partie de la charge appliquée sur les épaules directement au bassin, en agissant comme une deuxième colonne vertébrale en parallèle. La structure se déforme en reprenant une partie de la charge et se dépose sur les épaules du porteur. Cela permet de réduire la charge sur les épaules et la colonne vertébrale. Ces derniers supportent la charge résiduelle. Les coussinets permettent de redistribuer la charge résiduelle et réduire la pression sur la surface des épaules.



Figure 4.2 Concept préliminaire de dispositif de protection pour porteur de colonne humaine

Initialement, il avait été proposé d'intégrer l'exosquelette à l'aide de vêtements de compression. L'effet de ce type de dispositif étant incertain, il a été décidé de le mettre de côté pour se concentrer sur l'exosquelette qui a un plus grand potentiel de protection.

En visant une intervention minimale sur la cinématique, le dispositif devrait préserver la performance du porteur de colonne humaine. Le dispositif devrait toutefois permettre de réduire le potentiel de blessures chroniques et aiguës en transférant une partie de la charge appliquée sur les structures anatomiques à risque. Cet outil pourrait également faciliter l'apprentissage des nouveaux porteurs et rendre ce poste plus accessible. En outre, il y a un potentiel d'innovation de la performance.

4.2.3 Optimisation du concept préliminaire

À partir du concept préliminaire, différentes lacunes sont identifiées et des pistes d'amélioration sont proposées pour améliorer ce concept, afin de maximiser sa performance par rapport aux fonctions du cahier des charges et s'assurer qu'il respecte les contraintes. Le raffinement du concept a été réalisé en collaboration avec les concepteurs du CDS.

Puis, un modèle numérique de porteur sera utilisé lors de la conception du prototype virtuel et lors de la fabrication d'un prototype fonctionnel pour dimensionner le dispositif selon la physiologie typique d'un porteur de colonne humaine. Un modèle 3D du corps d'un porteur de base numérisé à l'aide d'un scanner (3D Body Scanner, Textile Clothing Technology Corp, Cary) a été récupéré du CDS. Les données brutes de cette numérisation consistent en un nuage de points (Figure 4.3).

Le nuage de point issu de la numérisation du corps du porteur est traité à l'aide de Catia V5 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay). D'abord le corps est découpé en 10 entités (une tête, deux bras, deux mains, un tronc, deux jambes et deux pieds). Puis, les trous du nuage de points sont remplis et un modèle surfacique est créé. L'évolution du modèle est présentée à la Figure 4.4, du nuage de points jusqu'au modèle surfacique créée à l'aide de Catia V5.



Figure 4.3 Nuage de points
3D Body Scanner
Tirée d'ImageTwin (2013)

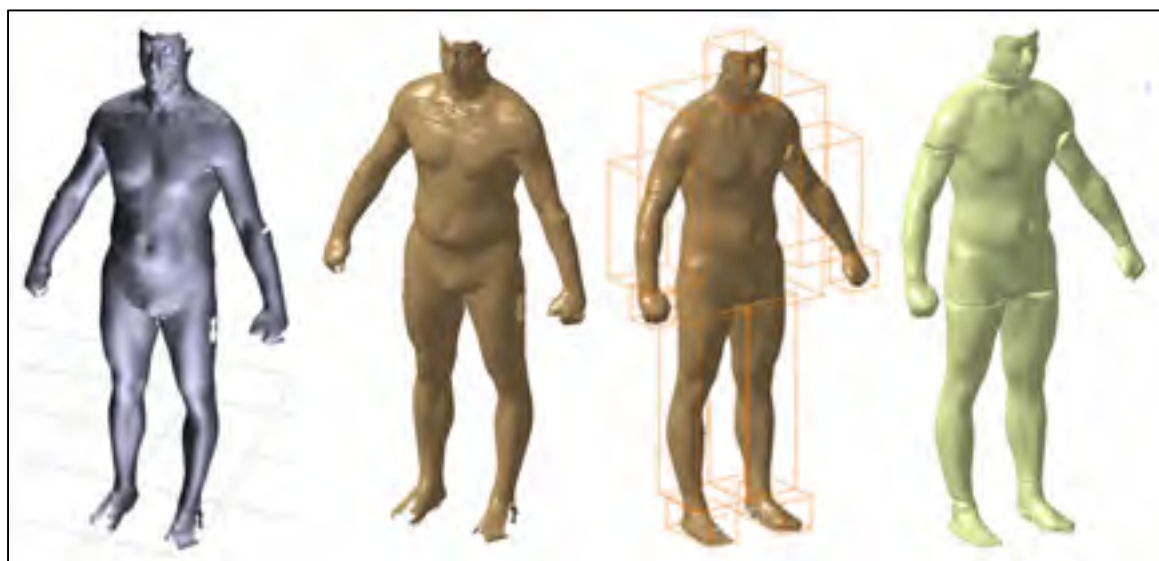


Figure 4.4 Création d'un modèle surfacique divisé par segments corporels

Finalement, un prototype virtuel est conçu à l'aide du logiciel Catia V5 en adaptant la géométrie à la physiologie du porteur à partir du modèle 3D récupéré du CDS. Ce prototype virtuel permet principalement de guider la fabrication d'un prototype fonctionnel.

4.2.4 Fabrication d'un prototype fonctionnel

La fabrication du prototype fonctionnel est faite grâce à la collaboration d'Orthèse Prothèse Rive Sud (OPRS). Le prototype virtuel est utilisé pour guider la fabrication du prototype par un orthésiste, mais celui-ci se base également sur sa grande expertise en fabrication d'orthèses.

Un moule en mousse de polyuréthane est fabriqué par fraisage, par l'entreprise TechMed 3D, à partir du modèle 3D du tronc du porteur (Figure 4.5). Les pièces en plastique du prototype seront ensuite moulées directement sur ce modèle de tronc par thermoformage.



Figure 4.5 Moule en mousse de polyuréthane

4.3 Solution finale du dispositif de protection pour porteur de colonne humaine

Suite à l'élaboration du cahier des charges, la proposition d'un concept préliminaire et la phase d'optimisation du concept, une solution finale est proposée. Un concept virtuel de la solution est conçu et un prototype fonctionnel est fabriqué.

4.3.1 Concept optimisé

4.3.1.1 Mode de transmission de la charge

La structure de l'exosquelette permet de transférer la charge des épaules vers le bassin. Pour ce faire, trois approches sont considérées (Figure 4.6) : a) postérieure, b) antéropostérieure et c) latérale. L'approche postérieure en porte-à-faux à partir du dos risque d'être instable et d'engendrer des moments au point d'appui de l'équipement (Figure 4.6a), ce qui pourrait causer des inconforts et être dangereux pour le porteur.

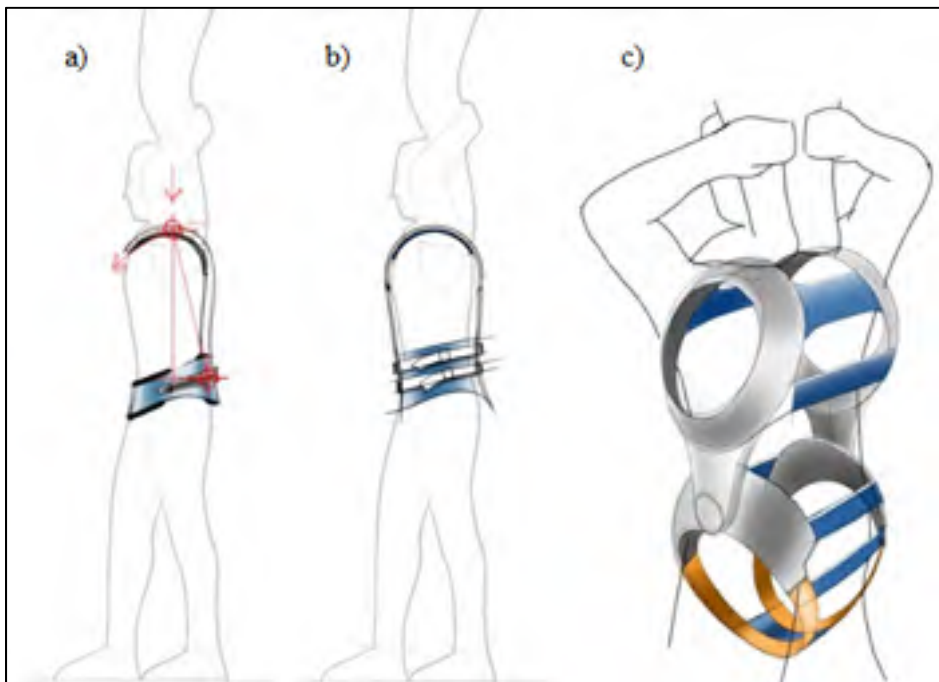


Figure 4.6 Modes de transmission de la charge envisagés : a) Postérieur; b) Antéropostérieur; c) Latéral

La solution pour régler ce problème est de diriger la charge de façon symétrique dans le plan latéral vers les appuis au niveau du bassin (Figure 4.6b et Figure 4.6c). Ainsi, la charge est transmise depuis les épaules selon un vecteur vertical et il n’y a plus d’effet de bras de levier. Les avantages et inconvénients pour les différentes approches sont présentés dans le Tableau 4.4.

Tableau 4.4 Avantages et inconvénients des modes de transmission de la charge

Approche	Avantages	Inconvénients
Postérieure	Liberté de l’amplitude thoracique	Porte à faux : matériaux plus rigide ou plus épais Asymétrie du transfert de charge
Antéropostérieure	Symétrie du transfert de charge	Limite l’amplitude thoracique
Latérale	Symétrie du transfert de charge Réduit l’encombrement avant et arrière	Limite l’amplitude thoracique

Le mode de transmission latéral est privilégié dans la conception du dispositif, puisqu’il assure d’une part une symétrie du transfert de charge. D’autre part ce mode de transmission de charge permet de réduire l’encombrement à l’arrière du porteur et ainsi libérer l’accès au *middle-man* qui doit grimper sur les épaules du porteur.

4.3.1.2 Fixation et stabilité du dispositif

Le concept préliminaire permet une grande mobilité au porteur, toutefois cela est au détriment de la stabilité du dispositif sur le corps de celui-ci. Un déplacement du dispositif pourrait diminuer son efficacité. Il faut donc optimiser la fixation aux deux extrémités du transfert de charge : aux épaules et au bassin.

Ainsi, pour verrouiller le dispositif sur le bassin du porteur, il a été décidé d’utiliser une ceinture pelvienne avec des tiges de renfort au-dessus et en dessous de la crête iliaque,

comme sur certains sacs à dos (Figure 4.7). Les structures qui viennent s'appuyer sur les crêtes iliaques permettent d'ancrer la ceinture sur le bassin, d'augmenter la rigidité de la ceinture et servent de point d'ancrage pour un système de transfert de la charge.



Figure 4.7 Ceinture pelvienne du concept optimisé

Pour verrouiller le dispositif sur les épaules, il a été décidé d'utiliser une ceinture thoracique (Figure 4.8). Celle-ci permet d'éliminer les déplacements latéraux et antéropostérieurs du dispositif en plus de servir de point d'ancrage pour un système d'appui pour les pieds du *middle-man* et pour un système de transfert de charge. De plus, cette approche facilite la fabrication et augmente les possibilités d'ajustements pour s'adapter à la physiologie du porteur de base.

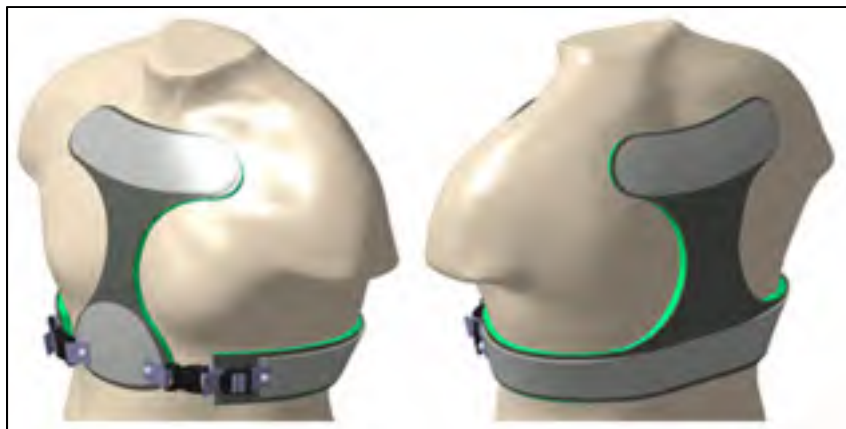


Figure 4.8 Ceinture thoracique du concept optimisé

En outre, la mobilité des membres inférieurs est préservée, puisque la fixation au bassin est au-dessus de l'articulation de la hanche. L'installation est simple et rapide, nécessitant seulement la fermeture des boucles et le serrage de sangles. L'encombrement du dispositif est minimisé en étant très mince le long du corps, cela devrait permettre de le dissimuler facilement et ne devrait pas nuire au *middle-man* devant se hisser sur les épaules du porteur. Le confort est assuré par l'utilisation de coussins entre le corps du porteur et les structures rigides. En ce qui concerne la respiration, comme la ceinture thoracique ressemble beaucoup à ce qui est utilisé sur les épaulières de hockey ou de football, cela ne devrait pas nuire.

4.3.1.3 Mobilité

En ajoutant une structure rigide qui transfère la charge axiale entre les épaules et le bassin du porteur, il faut prévoir un moyen pour ne pas bloquer la mobilité, particulièrement du rachis. Lorsque le porteur supporte la colonne sur ses épaules, il effectue une extension du rachis initialement, principalement au niveau thoracique. De plus, la longueur du rachis (distance entre le bassin et les épaules) diminue. Puis, les angles du rachis dans le plan frontal et le plan latéral vont osciller de quelques degrés pendant le maintien de la colonne. Il faut donc que le système ne contraigne pas le porteur dans ses mouvements et reste efficace, peu importe la position.

L'approche privilégiée est d'utiliser des structures flexibles fixées aux ceintures pelviennes et thoraciques et qui permettent de suivre les mouvements du rachis (Figure 4.9). Cela permet également de supporter la courbure du rachis au niveau thoracique et de limiter le rachis au-delà des amplitudes de mouvement requis. Des bandes élastiques ou rigides peuvent également être ajoutées à ces structures pour en augmenter la rigidité. Pour faciliter l'extension initiale du rachis, des rainures ont été ajoutées pour réduire la rigidité de la structure dans cette zone de l'amplitude de mouvement.

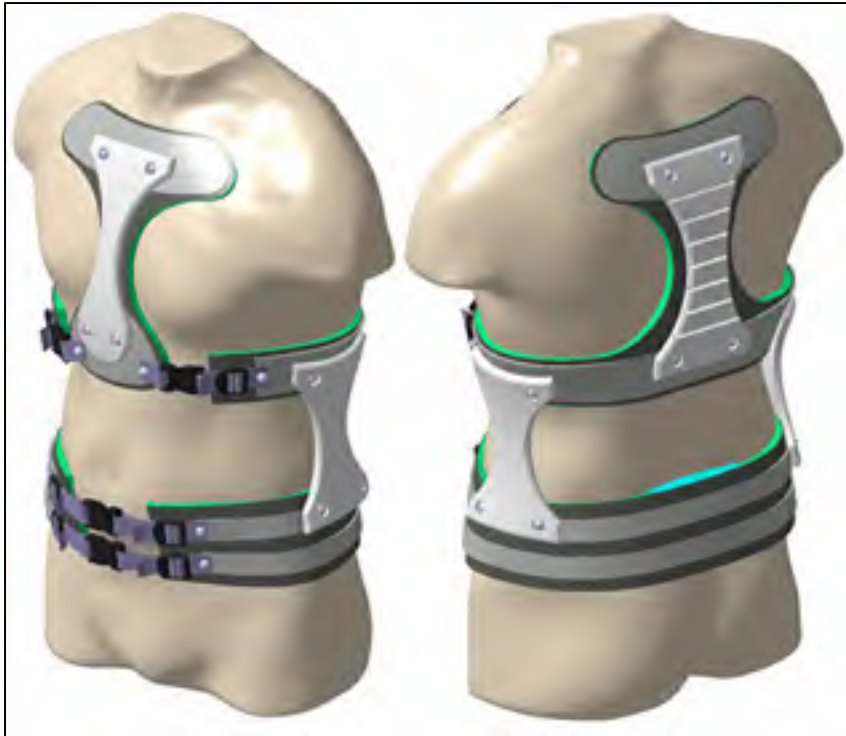


Figure 4.9 Structures de l'exosquelette du concept optimisé

4.3.1.4 Communication

Le concept préliminaire proposé n'entrave pas les voies de communication au niveau du cou et de la nuque. Par contre, il coupe partiellement les voies de communication entre les épaules du porteur et les pieds du *middle-man*. Le porteur peut toujours ressentir grossièrement le débalancement sur ses épaules, mais il perd toute la subtilité du mouvement de la plante du pied.

Un profil mince de la structure au niveau de l'épaule permet de laisser un certain contact entre le pied et l'épaule (Figure 4.10). De cette façon, les voies de communication sont partiellement conservées.



Figure 4.10 Structure des épaules du concept optimisé

4.3.2 Prototype virtuel complet de l'exosquelette

Le prototype virtuel est formé des différentes composantes optimisées, comme présentées précédemment (Figure 4.11). Les composantes du concept amélioré ont été ajustées à la physiologie d'un porteur de colonne humaine.



Figure 4.11 Prototype virtuel

En principe, sur ce prototype virtuel, les structures au niveau des épaules transfèrent une partie de la charge appliquée vers les structures à l'avant et à l'arrière du tronc du porteur. Celles-ci, à leur tour, transfèrent la charge vers les structures latérales. La ceinture lombaire bloquée au niveau du bassin permet de reprendre la charge transférée et la transmet vers les membres inférieurs. Ainsi, la charge appliquée sur les épaules et la colonne vertébrale devrait être réduite considérablement. Puis, le rembourrage au niveau des épaules devrait permettre de réduire la pression à la surface des épaules. La forme du prototype a été pensée pour préserver la respiration et libérer les mouvements des membres supérieurs. Ce prototype virtuel permettra de guider la prochaine étape, qui est la fabrication d'un prototype fonctionnel.

4.3.3 Prototype fonctionnel

Le résultat de la fabrication d'un prototype fonctionnel, guidée à partir du prototype virtuel du concept optimisé est présenté à la Figure 4.12. La majorité de la structure du prototype est fabriquée de polymère thermoplastique (Polyéthylène à masse molaire élevée ou « high molecular weight polyethylene », HMWPE) moulé directement sur le moule en mousse de polyuréthane du tronc du porteur de colonne humaine. L'ajustement du dispositif est assuré par quatre sangles Velcro placées sur la partie antérieure du prototype.

La structure au-dessus des épaules a été rigidifiée à l'aide de plaques en composite à base de fibres de carbone (Figure 4.13). Puis, un bloc d'élastomère thermoplastique, un matériau légèrement spongieux, a été ajouté sur le dessus et un coussinet a été placé en dessous.



Figure 4.12 Prototype fonctionnel d'un dispositif de protection pour porteur de colonne humaine



Figure 4.13 Structure du prototype au niveau de l'épaule

Différentes modifications ont été apportées par rapport au prototype virtuel. La ceinture lombaire est en une seule pièce, moulée à la forme du bassin. Le moule a également été creusé au-dessus du bassin pour augmenter la surface d'appui de la ceinture sur le bassin. La structure postérieure a été prolongée vers le bassin, cela ajoute du support aux rachis et de la rigidité à la structure. Un mécanisme avec fente de guidage courbée a été ajouté à la fixation de la structure au niveau du bassin pour faciliter la flexion-extension du rachis (Figure 4.14). En outre, le volume d'encombrement du prototype a été minimisé à l'aide d'un rembourrage collé directement au plastique moulé.



Figure 4.14 Fente de guidage du mouvement

4.4 Conclusion

Le cahier des charges a été établi pour correspondre aux objectifs du projet, en tenant compte de l'analyse biomécanique préliminaire. Son contenu permet de guider la conception de nouveaux dispositifs de protection pour porteur de colonne humaine et d'évaluer et comparer

différentes solutions. Les fonctions principales que le dispositif de protection doit accomplir consistent à réduire la charge au niveau des épaules et au niveau du rachis. D'autres fonctions concernent plutôt l'ergonomie et l'aspect artistique. Le dispositif doit également répondre à des contraintes de sécurité et de performance, comme résister aux charges et préserver la mobilité du porteur.

Une version préliminaire du cahier des charges a été utilisée pour proposer un concept préliminaire de dispositif de protection pour porteur de colonne humaine. Le concept préliminaire est composé d'une structure rigide passant au-dessus des épaules et fixée au bassin. Cette structure permet de transférer une partie de la charge directement vers les membres inférieurs. L'approche privilégiée est de ne pas intervenir sur la cinématique et de réduire la charge sur les structures anatomiques à risque. Cela a pour objectif de ne pas influencer la performance de l'artiste tout en le protégeant des blessures.

Ce concept a été optimisé en ciblant quelques caractéristiques importantes du dispositif de protection : mode de transmission de la charge, fixation et stabilité, mobilité et communication. Un prototype virtuel du concept optimisé a ensuite été modélisé en tenant compte de la morphologie d'un porteur de colonne humaine à partir de sa numérisation 3D. Puis, un prototype fonctionnel a été fabriqué par moulage sur un moule en mousse du tronc du porteur. Différentes modifications devront être apportées au prototype, principalement au niveau de la structure au-dessus des épaules, avant de pouvoir l'évaluer.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

5.1 Intervention sur la mobilité de l'artiste

L'analyse de la biomécanique préliminaire a permis de faire ressortir certaines tendances au niveau de la cinématique du porteur de colonne humaine :

- Extension thoracique du porteur avec *middle-man*;
- Variation angulaire du rachis entre 2 % et 6 % dans les phases de déplacement et de maintien;
- Possible influence de la posture des membres inférieurs sur la posture du rachis;
- Posture du rachis relativement constante entre la phase de déplacement et la phase de maintien.

À partir de ces tendances, il faut déterminer de quelle façon le dispositif de protection va intervenir sur la mobilité du porteur de colonnes humaines, principalement au niveau du rachis. D'une part, il faut déterminer si le dispositif permet ou empêche le porteur d'effectuer une extension du rachis thoracique. D'autre part, il faut déterminer si le dispositif de protection permet ou empêche la variation angulaire du rachis du porteur. En somme, il semble y avoir quatre stratégies d'intervention envisageables sur la cinématique du rachis :

- 1) Imposer des angles articulaires initiaux et bloquer la variation angulaire;
- 2) Libérer les angles articulaires initiaux et bloquer la variation angulaire;
- 3) Imposer des angles articulaires initiaux et permettre une plage de variation angulaire;
- 4) Libérer les angles articulaires initiaux et permettre une plage de variation angulaire.

Bien que les variations angulaires observées lors de l'analyse cinématique soient relativement faibles, il est possible de présumer qu'elles augmenteront avec l'ajout d'un voltigeur et surtout dans les cas de déséquilibre. À ce stade-ci, il manque de données pour savoir s'il est possible ou nécessaire d'intervenir sur la posture de base ou la variation

angulaire pour réduire les risques de blessure sans affecter la performance. Il y a un besoin d'investigations plus approfondies de la mobilité du rachis thoracique, ainsi qu'un besoin de plus d'informations concernant les blessures observées chez les porteurs. Cela permettrait de déterminer si l'amplitude angulaire du rachis est vraiment problématique et source de blessure et dans quelle mesure il est possible d'intervenir. Sans ces données additionnelles, la stratégie privilégiée consiste à libérer l'extension du rachis thoracique et permettre une certaine plage de variation angulaire du rachis. Cette stratégie permet de s'assurer de minimiser l'influence du dispositif de protection sur la technique du porteur. Cela est essentiel pour optimiser l'apprentissage et l'appropriation de ce dispositif par son utilisateur.

5.2 Limites de l'analyse biomécanique préliminaire et recommandations

L'analyse biomécanique préliminaire a été limitée à une analyse de la cinématique. Celle-ci permet de mieux comprendre les besoins en mobilité du porteur de colonne humaine, mais ne permet pas de s'intéresser à la problématique principale qui est le support de charge élevée en compression. Il faudrait considérer les forces externes au porteur, afin de créer un modèle biomécanique permettant de déterminer les efforts internes.

La limite principale de l'analyse cinématique provient du fait qu'une colonne humaine à seulement deux artistes a été observée. Il est difficile d'extrapoler les résultats obtenus pour une colonne humaine à trois artistes.

En outre, seulement deux répétitions ont été observées et avec les mêmes artistes, ce qui ne permet pas de faire d'analyse statistique. Également, il ne s'agit pas d'artistes avec beaucoup d'expérience ensemble.

Les recommandations suivantes devraient également être considérées lors d'une prochaine analyse biomécanique :

- Commencer l'acquisition lors de la phase dynamique où le *middle-man* monte sur les épaules du porteur;

- Placer les caméras pour augmenter le volume d'acquisition;
- Ajouter un voltigeur ou une charge sur les épaules du *middle-man*;
- Tester différentes postures pouvant être adoptées par les porteurs;
- Filmer l'action selon deux plans;
- Analyser les forces externes appliquées sur le porteur;
- Ajouter l'électromyogramme (EMG) pour évaluer la contribution de certains groupes musculaires (à l'aide du principe de dynamique inverse, il serait possible de calculer les efforts internes imposés aux structures musculo-squelettiques du porteur).

5.3 Valeurs du cahier des charges à déterminer

Certaines valeurs du cahier des charges devront être déterminées ou certaines précisions pourraient être apportées. Les valeurs du barème de la réduction de la pression, ainsi que les valeurs seuils de la pression et de la respiration devront être évaluées sans dispositif de protection avant de pouvoir évaluer l'effet de ce dernier. De plus, le barème de la réduction de la charge pourrait être amélioré à l'aide d'un modèle biomécanique qui permettrait d'estimer la valeur critique pour éviter des blessures.

5.4 Pistes d'amélioration du prototype fonctionnel

En ce qui concerne la fixation du dispositif, il serait possible de remplacer les sangles de serrage au niveau de la poitrine par des éléments ajustables rigides. Cela pourrait limiter les déformations et le mouvement de la partie antérieure de la structure.

La forme de la structure au niveau des épaules devrait être modifiée pour mieux correspondre au positionnement des pieds du *middle-man*, qui ont les talons collés à l'arrière du cou du porteur. Il faudrait diminuer la largeur de cette structure ou ajouter des pivots pour lui permettre de suivre le mouvement des épaules du porteur, plutôt que de le limiter. Comme le modèle 3D de porteur de colonne humaine utilisé était en position naturelle debout, une

nouvelle numérisation 3D d'un porteur dans son positionnement de colonne humaine faciliterait l'amélioration de la structure des épaules.

La solution proposée préserve entièrement la communication entre les tibias du middle-man et la tête du porteur, mais la coupe partiellement entre les pieds et les épaules. La possibilité de couper partiellement la communication de cette façon serait à étudier. Sinon, pour préserver entièrement la communication, il faudrait concevoir un système qui s'adapte et permet les différentes variantes des méthodes de communications employées par les artistes. La première solution proposée serait d'ajouter un système de communication tactile aux épaules qui servirait d'intermédiaire pour transmettre l'information de la plante du pied vers l'épaule (Figure 5.1). Ce système miserait sur une partie mobile passant de part et d'autre ou à travers de la structure rigide et permettrait au *middle-man* de venir appuyer indirectement sur l'épaule du porteur. Cette approche nécessiterait quand même une phase d'adaptation pour les artistes.

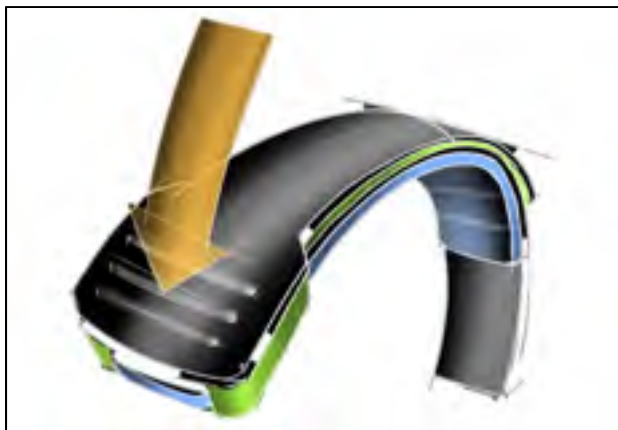


Figure 5.1 Systèmes de communication tactile

La deuxième solution serait d'employer une structure rigide avec une section en textile au centre, qui permettrait de conserver presque entièrement la sensation de la plante du pied. Cela ressemblerait un peu au support lombaire parfois utilisé sur les chaises de bureau (Figure 5.2).



Figure 5.2 Support lombaire
pour chaise de bureau
Tirée de Fellowes (2013)

Le prototype a été fabriqué sur mesure, mais des ajustements pourraient être ajoutés aux composantes du dispositif pour s'adapter aux différentes physiologies des porteurs. La physiologie de la femme devrait également être considérée pour adapter le dispositif aux artistes féminines, bien qu'elles soient moins nombreuses. Il serait aussi intéressant de pouvoir proposer différentes variantes du dispositif de protection pour les différents étages de la colonne humaine. Une version allégée du dispositif proposé aux porteurs de bases pourrait être utilisée par les « middle-men ».

La charge transférée par l'équipement vers le bassin est proportionnelle à la rigidité de la structure. Pour contrôler cette proportion, il serait possible de miser sur une armature ultra rigide avec des zones de déformation ajustables. Les éléments de déformation ajustables pourraient être des ressorts, des vérins ou des bandes élastiques de mise en tension sur la structure.

Finalement, le prototype ne permet pas d'augmenter la capacité du porteur, puisque la charge en entier est toujours appliquée sur les membres inférieurs. Pour augmenter cette capacité sans risquer d'augmenter la prévalence des blessures aux membres inférieurs, il serait possible de transmettre une partie de la charge directement vers le sol. Pour ce faire, une idée

proposée serait de prolonger la structure rigide des épaules vers le sol et cette structure serait appuyée sur le sol, un peu comme la queue d'un kangourou. Sinon, la charge pourrait être transmise le long des jambes, à condition d'articuler la structure comme pour un exosquelette d'assistance de marche pour permettre au porteur de se déplacer.

5.5 Méthode d'évaluation

Une des prochaines étapes du projet serait d'employer des outils et méthodes d'évaluation pour évaluer l'effet du dispositif de protection sur le porteur de colonne humaine. Le Tableau 5.1 et le Tableau 5.2 montrent les méthodes envisagées, permettant d'évaluer les différents critères d'évaluation des fonctions et contraintes. Certaines des méthodes d'évaluation pourraient faire partie d'un protocole d'évaluation complet faisant suite à l'analyse biomécanique préliminaire et tenant compte des recommandations (ANNEXE IX).

Tableau 5.1 Méthodes proposées pour évaluer les fonctions du dispositif de protection

Fonction	Critère	Méthode d'évaluation
1) Réduire la charge des épaules	% de la charge initiale	Capteurs de pression à la surface de l'épaule (Protocole)
2) Réduire la charge du rachis	% de la charge initiale	Capteurs de pression à la surface du bassin (Protocole)
3) Réduire la pression sur les épaules	% de la pression initiale	Capteurs de pression à la surface de l'épaule (Protocole)
4) Être léger	Masse	Mesure
5) Être ajusté	Stabilité	Observation
6) Être confortable	Confort	Questionnaire
7) Être universel	Nombre de tailles différentes	Observation
8) Être simple d'utilisation	Nombre d'étapes d'installation	Calcul
9) Être rapide d'installation	Temps maximal requis	Mesure
10) Être esthétique	Aspect général	Questionnaire
11) Être peu encombrant	Distance maximale du corps	Mesure

Tableau 5.2 Méthodes d'évaluation des contraintes

Contrainte	Critère	Méthode d'évaluation
1) Résister aux charges	% de la charge maximale	Test de compression (Essai non destructif)
2) Être sécuritaire en cas de chute	Sécuritaire	-
3) Ne pas augmenter la pression appliquée sur les épaules	Pression	Capteurs de pression (Protocole)
4) Transmettre la charge selon l'axe longitudinal du corps (plan latéral)	Axe du transfert de charge	-
5) Préserver mobilité extension du cou	Amplitude max.	Analyse cinématique (Protocole)
6) Préserver mobilité abduction épaules	Amplitude max.	Analyse cinématique (Protocole)
7) Préserver mobilité extension rachis thoracique	Amplitude max.	Analyse cinématique (Protocole)
8) Permettre variation angulaire du rachis	Amplitude	Analyse cinématique (Protocole)
9) Préserver la mobilité des membres inférieurs	Liberté de mouvement	-
10) Permettre au <i>middle-man</i> de grimper	Encombrement	-
11) Permettre la respiration	Volume expiratoire maximal seconde	Spiromètre
12) Préserver la communication	Accessibilité	Questionnaire

CONCLUSION

Ce projet a permis d'analyser la cinématique des porteurs de colonne humaine du CDS et de proposer un concept optimisé, ainsi qu'un prototype de dispositif de protection adapté.

Une méthode d'analyse de la cinématique d'un porteur de colonne humaine, basée sur les coordonnées d'un système optoélectronique à marqueurs passifs, a été élaborée lors de l'analyse biomécanique préliminaire. Cette analyse de la cinématique a permis de noter certaines tendances. Principalement, une extension du rachis thoracique et une variation angulaire du rachis dans les plans frontal et médian ont été observées lorsque le porteur supportait le *middle-man* sur ses épaules. Cette méthode d'analyse permettra, avec d'autres outils proposés, d'évaluer l'effet d'un dispositif de protection pour porteur de colonne humaine.

La conception d'un nouveau dispositif de protection pour porteur de colonne humaine s'est faite selon une méthode de développement basée sur l'analyse fonctionnelle. Un concept préliminaire de dispositif de protection a été optimisé, puis un prototype fonctionnel a été fabriqué. Le prototype de dispositif de protection proposé est composé d'une structure rigide qui passe au-dessus des épaules et est fixée au bassin, pour transférer une partie de la charge directement vers les membres inférieurs. Le prototype vise à réduire la charge sur le rachis et les épaules, tout en minimisant l'impact sur la cinématique du porteur pour ne pas influencer ses performances. Il répond également à de nombreuses fonctions et contraintes du cahier des charges fonctionnel, pour répondre adéquatement aux besoins du CDS. L'efficacité de ce prototype n'a toutefois pas été évaluée et différentes modifications devront être faites pour optimiser son fonctionnement. L'utilisation de ce dispositif de protection lors de spectacles et d'entraînements vise à réduire les risques de blessure en transférant une partie de la charge appliquée sur les structures anatomiques critiques. En outre, ce dispositif pourrait également faciliter l'apprentissage de nouveaux artistes en réduisant les efforts requis.

Cette étude a également permis d'identifier un besoin en données supplémentaires, notamment concernant la mobilité du rachis, les blessures chez les porteurs et le maintien de l'équilibre. De plus, de manière générale pour réduire la vulnérabilité du rachis, il faudrait identifier des critères lésionnels en termes d'amplitude de mouvement et de force de compression maximale pour mieux cibler la stratégie de protection à privilégier.

De manière générale, l'apport le plus important de ce projet a été de mettre un cadre scientifique sur un sujet très peu documenté. La revue des connaissances a permis de rassembler les connaissances du CDS et d'y ajouter différentes données pertinentes. L'analyse de la cinématique a permis de générer des connaissances originales sur ce type d'acrobatie du domaine du cirque. Puis, la partie sur la conception d'un nouveau dispositif de protection a permis de proposer une solution intéressante de protection. Cette dernière partie est quelque peu inachevée, mais méritera d'être approfondie dans un travail subséquent.

ANNEXE I

TERMINOLOGIE ANATOMIQUE

1) Références anatomiques

Le corps humain peut être séparé en trois plans anatomiques perpendiculaires : le plan médian, le plan frontal et le plan transverse (Figure-A I-1). Ceux-ci permettent de se repérer dans le corps humain en le séparant respectivement en deux parties : gauche/droite, postérieure/antérieure et supérieure/inférieure.

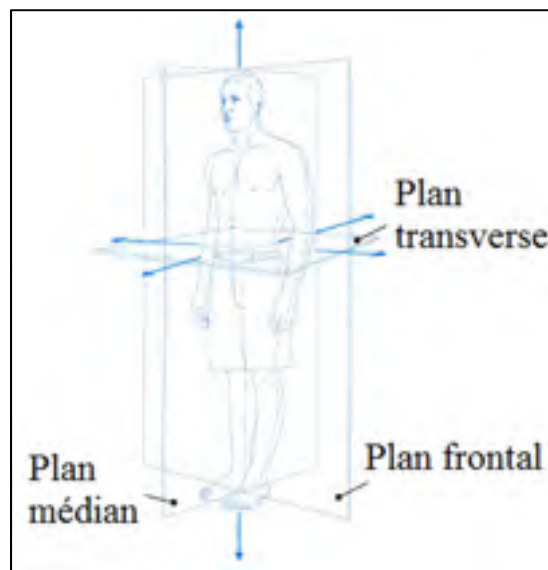


Figure-A I-1 Plans anatomiques
Adaptée de Hall, 2006

Ensuite, différentes directions, comme présentées à la Figure-A I-2, permettent également de se repérer sur le corps humain. Ces directions sont expliquées dans le Tableau-A I-1.

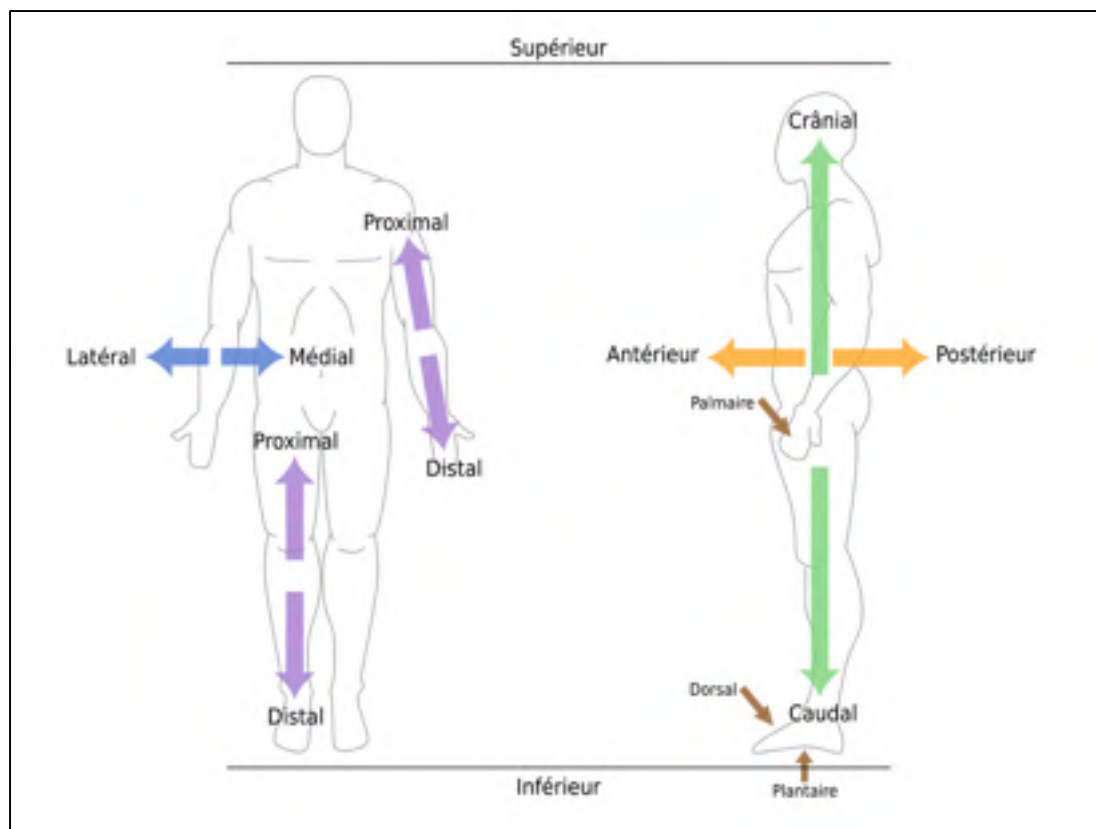


Figure-A I-2 Plans anatomiques
Tirée de Wikipédia. L'encyclopédie libre, 2011

Tableau-A I-1 Directions anatomiques
Adapté de Marieb, 1999

Direction	Définition
Supérieure (crânial)	Vers la tête, ou vers le haut d'une structure ou du corps; au-dessus
Inférieure (caudal)	À l'opposé de la tête, ou vers le bas d'une structure ou du corps; au-dessous
Antérieure	Vers l'avant ou à l'avant du corps; devant
Postérieure	Vers le dos ou au dos du corps; derrière
Médial	Vers ou sur le plan médian du corps; sur la face intérieure de
Latéral	Opposé au plan médian du corps; sur la face extérieure de
Intermédiaire	Entre une structure plus médiane et une structure plus latérale
Proximal	Plus près de l'origine d'une structure ou du point d'attache d'un membre au tronc
Distal	Plus éloigné de l'origine d'une structure ou du point d'attache d'un membre au tronc

2) Mouvements anatomiques

Les différents types de mouvements du corps humain sont définis selon le plan anatomique et l'articulation qui les caractérisent. Le rachis permet des mouvements de flexion/extension dans le plan médian, inflexion latérale dans le plan frontal et rotation axiale dans le plan transverse (Figure-A I-3).



Figure-A I-3 Mouvements du rachis
Adaptée de Marieb, 1999

L'épaule, quant à elle, permet des mouvements de flexion/extension dans le plan médian et abduction/adduction dans le plan frontal (Figure-A I-4).

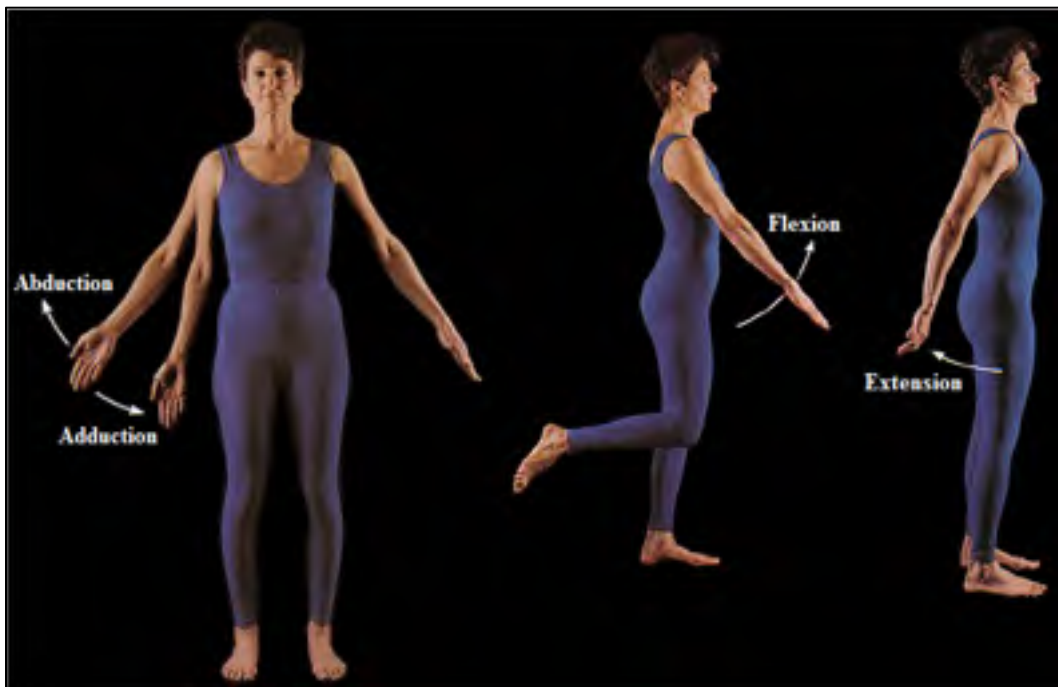


Figure-A I-4 Mouvements de l'épaule (Abduction, adduction, flexion et extension)
Adaptée de Marieb, 1999

La rotation interne/externe de l'épaule, qui s'effectue dans le plan transverse, s'étudie avec une flexion de 90 degrés du coude (Figure-A I-5).

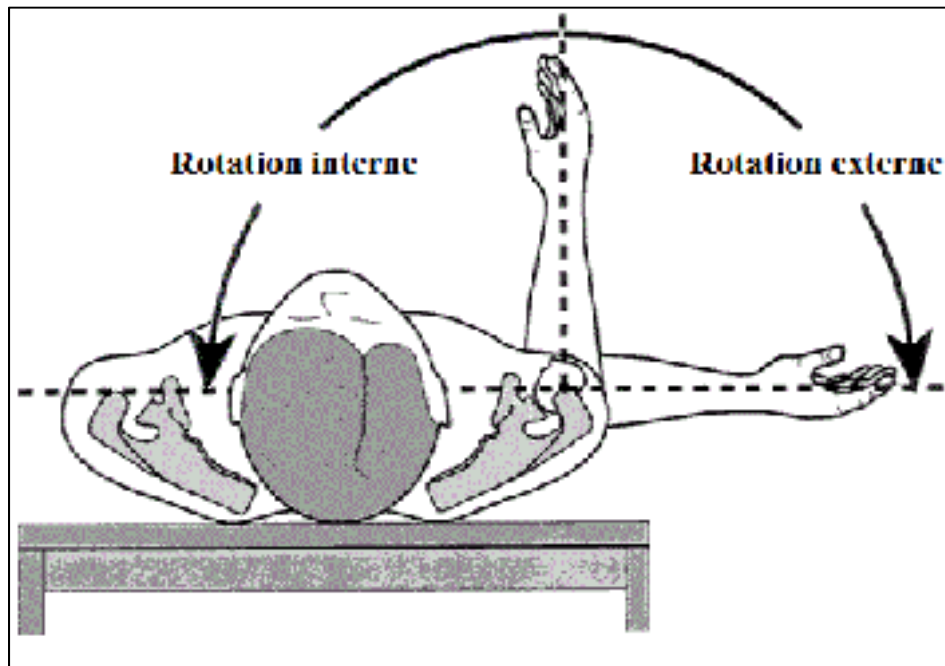


Figure-A I-5 Rotation interne et externe de l'épaule
Adaptée de University of Washington Orthopaedics and Sports Medicine, 2013

De manière générale, un mouvement de flexion réduit l'angle de l'articulation dans le plan médian, alors qu'un mouvement d'extension augmente cet angle. L'abduction est un mouvement dans le plan frontal qui écarte un membre du plan médian et l'adduction rapproche le membre de ce plan. Puis, la rotation correspond au mouvement d'une structure osseuse autour de son axe longitudinal.

ANNEXE II

PROCÉDURE D'ACQUISITION DE L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE

1) Positionnement des caméras

Le centre des 4 caméras du bas doit être à environ 70 po du sol. Le centre des deux caméras du haut doit être à environ 115 po du sol.	<input type="checkbox"/>
Installer le centre des trépieds sur un rectangle d'environ 148 po x 130 po.	<input type="checkbox"/>
Tracer la surface d'acquisition (environ 7 pieds x 7 pieds) au sol à l'aide de « masking tape », en faisant coïncider le centre de la surface avec le centre des caméras.	<input type="checkbox"/>
Brancher les caméras et l'ordinateur. (Câble USB et Clef USB de licence)	<input type="checkbox"/>
Positionner le carré de calibration (bâton vissé et allongé au maximum) au centre des caméras.	<input type="checkbox"/>
Ouvrir l'ordinateur. Ouvrir une session ARENA et cliquer sur « Select Cameras ».	<input type="checkbox"/>
Sélectionner les 6 caméras nécessaires à l'acquisition. Vérifier qu'elles sont fonctionnelles. Cliquer sur OK.	<input type="checkbox"/>
Pour les <u>caméras du haut</u> , aligner la caméra de façon à voir la caméra opposée du bas dans le haut et au centre de l'écran. (Figure-A II-1)	<input type="checkbox"/>
Pour les <u>caméras du bas</u> , aligner la caméra de façon à voir le capteur à l'extrémité du bâton sur le côté et au centre de l'écran. (Figure-A II-2)	<input type="checkbox"/>
Une fois les caméras positionnées, retirer l'outil de calibration.	<input type="checkbox"/>
<i>Liste de matériel : Rallonges électriques, trépieds avec caméras préinstallées, câbles et « hubs » USB, ordinateur avec logiciel ARENA, ruban adhésif (« masking tape »), clé USB de licence.</i>	

2) Calibration des caméras

Cliquer sur Wizards/Calibration.	<input type="checkbox"/>
Sélectionner les caméras nécessaires et choisir l'option « Full Calibration » – Cliquer sur Next.	<input type="checkbox"/>

Éliminer les éléments réfléchissants en éliminant la source réfléchissante.	<input type="checkbox"/>
Éliminer les points réfléchissants restants en cliquant sur Block All Visible Points.	<input type="checkbox"/>
Fixer le FPS à 100 (à droite de l'écran, dans Camera Settings) – Cliquer sur Next.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Start Capture.	<input type="checkbox"/>
Faire la calibration avec le bâton de calibrage. Une fois l'acquisition complétée, cliquer sur Next.	<input type="checkbox"/>
Avec 6 caméras, utiliser 300 data points.	<input type="checkbox"/>
Mettre le « Min Cameras » au nombre de caméras -1	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur « Start Calculation ».	<input type="checkbox"/>
Si le résultat est acceptable, cliquer sur Next.	<input type="checkbox"/>
Mettre le carré de calibration (sans la tige), de niveau, au centre avec le Z orienté vers le Y+.	<input type="checkbox"/>
Encadrer les 3 points du carré de calibration à l'aide du bouton gauche de la souris.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur « Set Ground Plane » et vérifier que le carré est au bon endroit. Cliquer sur Next.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur « Capture Volume Preview » pour faire apparaître le volume et ajuster le volume d'enregistrement.	<input type="checkbox"/>
Lorsque satisfait, enregistrer la session de calibration.	<input type="checkbox"/>
<i>Liste de matériel : Bâton de calibration, carré de calibration.</i>	

3) Création du Skeleton

Mesurer la taille du sujet et la largeur de ses épaules (entre les deux articulations).	<input type="checkbox"/>
Positionner les marqueurs sur la combinaison en vous référant aux instructions décrites dans le Wizards ou le guide d'utilisation. (Utiliser la configuration avec 34 marqueurs)	<input type="checkbox"/>
Créer et calibrer le Skeleton selon les instructions décrites dans le guide d'utilisation. La taille et la largeur des épaules du sujet seront utilisées pour ajuster le Skeleton.	<input type="checkbox"/>
Lorsque satisfait, enregistrer le Skeleton.	<input type="checkbox"/>
<i>Liste de matériel : Vêtements élastiques, marqueurs (34), ruban à mesurer.</i>	

4) Installation et mise en fonction de la plate-forme de force

Brancher la plate-forme de force (Source alimentation et port ordinateur).	<input type="checkbox"/>
Positionner la plate-forme de force au centre du volume d'acquisition.	<input type="checkbox"/>
Ouvrir le logiciel AMTINetForce.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Settings/Acquisition settings.	<input type="checkbox"/>
Fixer le FPS à 100 . Cliquer sur OK.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Startup/Hardware Zero. Cliquer sur OK.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Setup/Export and File Option. Cocher File Name Mode (manual).	<input type="checkbox"/>
Sous les fenêtres d'acquisition, mettre les cases des fenêtres de gauche à 1 (à côté de AMP ID).	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Setup (sous les 2 fenêtres d'acquisition de gauche). Mettre les unités en N et N-m.	<input type="checkbox"/>
<i>Liste de matériel : Plateforme de force, câble d'alimentation, câble connexion à l'ordinateur.</i>	

5) Installation et mise en fonction des semelles PEDAR

Brancher le module d'acquisition (Alimentation). Brancher les semelles. Connecter la clef USB de licence.	<input type="checkbox"/>
S'assurer que le module d'acquisition est dans le mode voulu. (Sous le capot de la batterie)	<input type="checkbox"/>
Mettre le module d'acquisition sous tension en faisant basculer l'interrupteur.	<input type="checkbox"/>
Ouvrir le logiciel Pedar Online. Sélectionner le modèle des semelles utilisées. Cliquer OK.	<input type="checkbox"/>
<i>Liste de matériel : Semelles, câble d'alimentation, module d'acquisition, clef USB Bluetooth, clef USB de licence.</i>	

6) Acquisition des données

Cliquer sur Play dans le logiciel ARENA. Mettre un décompte. Ajuster le temps d'enregistrement.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Start dans le logiciel AMTINetForce.	<input type="checkbox"/>

Cliquer sur record dans le logiciel ARENA. (Pour lancer le décompte)	<input type="checkbox"/>
En même temps que la fin du décompte : Appuyer sur Sart dans le logiciel Pedar Online et donner un coup sur la plateforme de force. (Pour synchroniser les données)	<input type="checkbox"/>
Faire l'acquisition des données.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Stop sur le logiciel AMTINetForce et cliquer sur File/Export Data File et enregistrer l'acquisition.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Record dans le logiciel ARENA (pour mettre fin à l'enregistrement) et enregistrer la session.	<input type="checkbox"/>
Exporter les données de la session ARENA en cliquant sur la prise (Take) et en cliquant sur Trajectorize.	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur la prise dans la section Takes Trajectorizes et cliquer sur le bouton droit de la souris et cliquer sur Export .C3D	<input type="checkbox"/>
Cliquer sur Pause dans le logiciel Pedar Online (pour mettre fin à l'enregistrement).	<input type="checkbox"/>
Sélectionner la vignette de l'acquisition dans la section de droite du logiciel Pedar Online et enregistrer/exporter les données.	<input type="checkbox"/>

Positionnement des caméras :



Figure-A II-1 Point de vue des caméras du haut



Figure-A II-2 Point de vue des caméras du bas

ANNEXE III

CALCULS DES ANGLES D'ORIENTATIONS ARTICULAIRES D'APRÈS LA POSITION DE MARQUEURS

Tableau-A III-1 Calculs des angles de l'articulation de la cheville

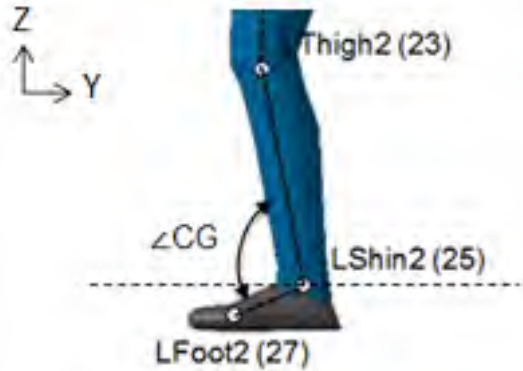

Cheville	
Plan latéral –Cheville gauche	Plan latéral – Cheville droite
	
$\angle CGB = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_{27} - Z_{25}}{Y_{27} - Y_{25}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle CGH = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_{23} - Z_{25}}{Y_{23} - Y_{25}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle CG = \angle CGB + \angle CGH$	$\angle CDB = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_{34} - Z_{31}}{Y_{34} - Y_{31}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle CDH = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_{29} - Z_{31}}{Y_{29} - Y_{31}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle CD = \angle CDB + \angle CDH$

Tableau-A III-2 Calculs des angles de l'articulation du genou

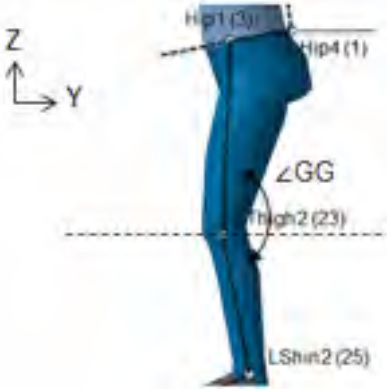
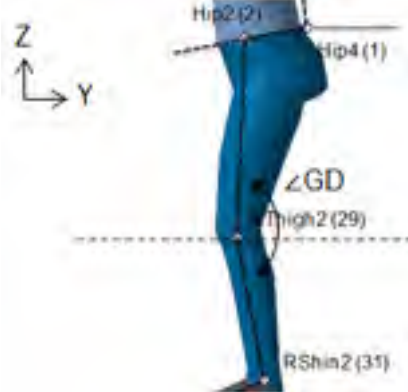
Genou	
Plan latéral – Genou gauche	Plan latéral – Genou droit
	
$\angle GGB = \left ATAN2 \left(\frac{Z_{25} - Z_{23}}{Y_{25} - Y_{23}} \right) \right \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle GGH = ATAN2 \left(\frac{Z_3 - Z_{23}}{Y_3 - Y_{23}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle GG = \angle GGB + \angle GGH$	$\angle GDB = \left ATAN2 \left(\frac{Z_{31} - Z_{29}}{Y_{31} - Y_{29}} \right) \right \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle GDH = ATAN2 \left(\frac{Z_2 - Z_{29}}{Y_2 - Y_{29}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle GD = \angle GDB + \angle GDH$

Tableau-A III-3 Calculs des angles de l'articulation de la hanche

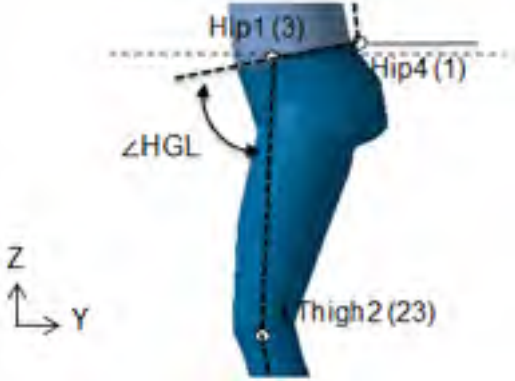
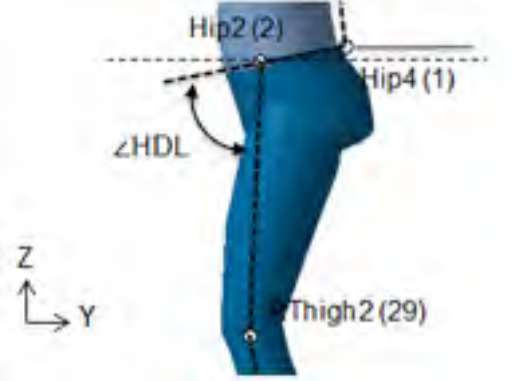
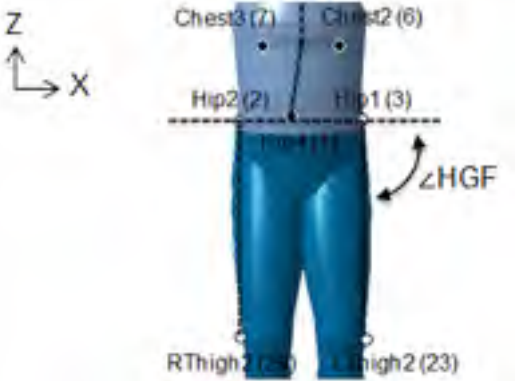
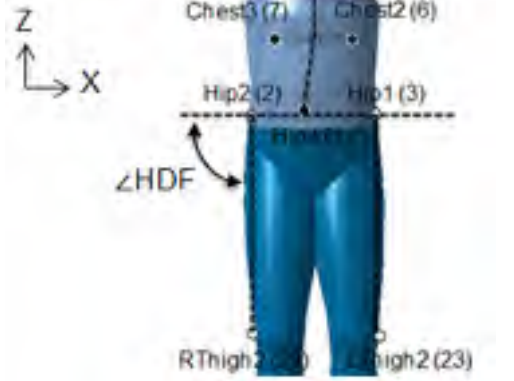
Hanche	
Plan latéral – Hanche gauche	Plan latéral – Hanche droite
	
$\angle HGLB = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_{23} - Z_3}{Y_{23} - Y_3} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle HGLH = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_1 - Z_3}{Y_1 - Y_3} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle HGL = \angle HGLB + \angle HGLH$	$\angle HDLB = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_{29} - Z_2}{Y_{29} - Y_2} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle HDLH = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Y_1 - Y_2} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle HDL = \angle HDLB + \angle HDLH$
Plan frontal – Hanche gauche	Plan frontal – Hanche droite
	
$\angle HGFB = \left ATAN2 \left(\frac{Z_{23} - Z_3}{X_{23} - X_3} \right) \right \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle HGFH = ATAN2 \left(\frac{Z_2 - Z_3}{X_2 - X_3} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle HGF = \angle HGFB + \angle HGFH$	$\angle HDFB = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_{29} - Z_2}{X_{29} - X_2} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle HDFH = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_3 - Z_2}{X_3 - X_2} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle HDF = \angle HDFB + \angle HDFH$

Tableau-A III-4 Calculs des angles de l'articulation du rachis

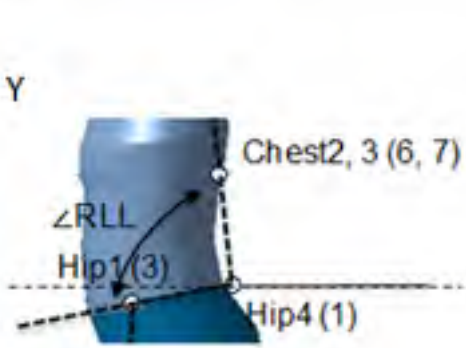
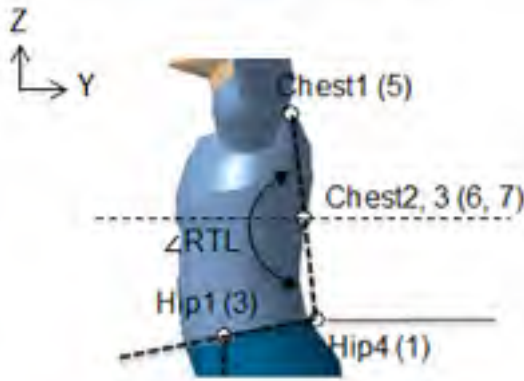
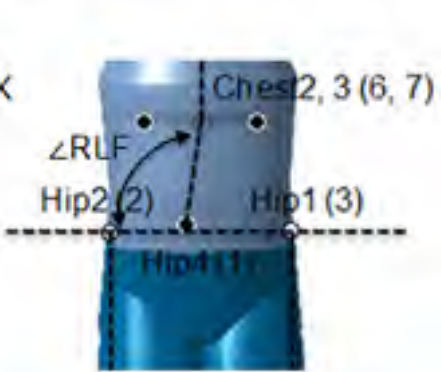
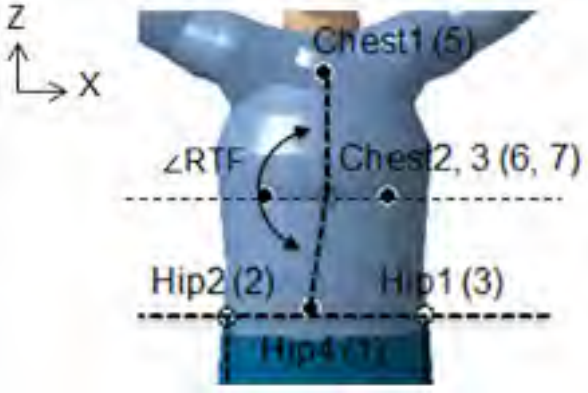
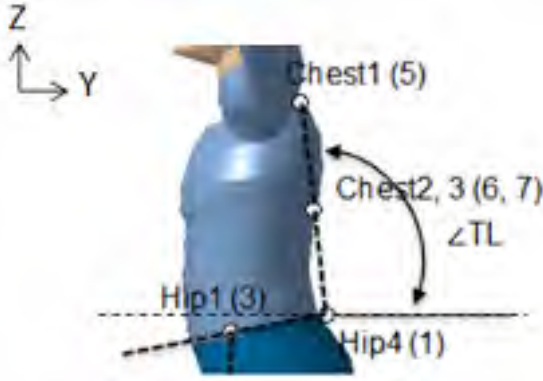
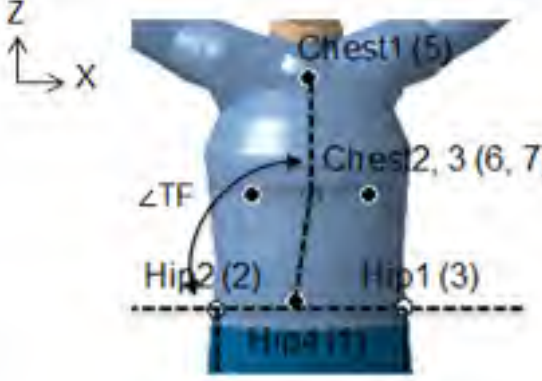
Rachis	
Plan latéral – Segment lombaire	Plan latéral – Segment thoracique
	
$\angle RLLB = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_{2,3} - Z_1}{Y_{2,3} - Y_1} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle RLLH = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_{6,7} - Z_1}{Y_{6,7} - Y_1} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle RLL = \angle RTL B + \angle RTL H$	$\angle RTL B = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_1 - Z_{6,7}}{Y_1 - Y_{6,7}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle RTL H = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_5 - Z_{6,7}}{Y_5 - Y_{6,7}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle RTL = \angle RTL B + \angle RTL H$
Plan frontal – Segment lombaire	Plan frontal – Segment thoracique
	
$\angle RLF B = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_2 - Z_3}{X_2 - X_3} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle RLF H = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_{6,7} - Z_1}{X_{6,7} - X_1} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle RLF = \angle RTF B + \angle RTF H$	$\angle RTF B = 180 + ATAN2 \left(\frac{Z_1 - Z_{6,7}}{X_1 - X_{6,7}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle RTF H = 180 - ATAN2 \left(\frac{Z_5 - Z_{6,7}}{X_5 - X_{6,7}} \right) \times \frac{360}{2\pi}$ $\angle RTF = \angle RTF B + \angle RTF H$

Tableau-A III-5 Calculs des angles d'inclinaison du tronc

Tronc	
Plan latéral - Tronc	Plan frontal - Tronc
	
$\angle TL = ATAN2 \left(\frac{Z_5 - Z_1}{Y_5 - Y_1} \right) \times \frac{360}{2\pi}$	$\angle TF = ATAN2 \left(\frac{Z_5 - Z_1}{X_5 - X_1} \right) \times \frac{360}{2\pi}$

ANNEXE IV

ANGLES D'ORIENTATIONS ARTICULAIRES LORS DE L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE

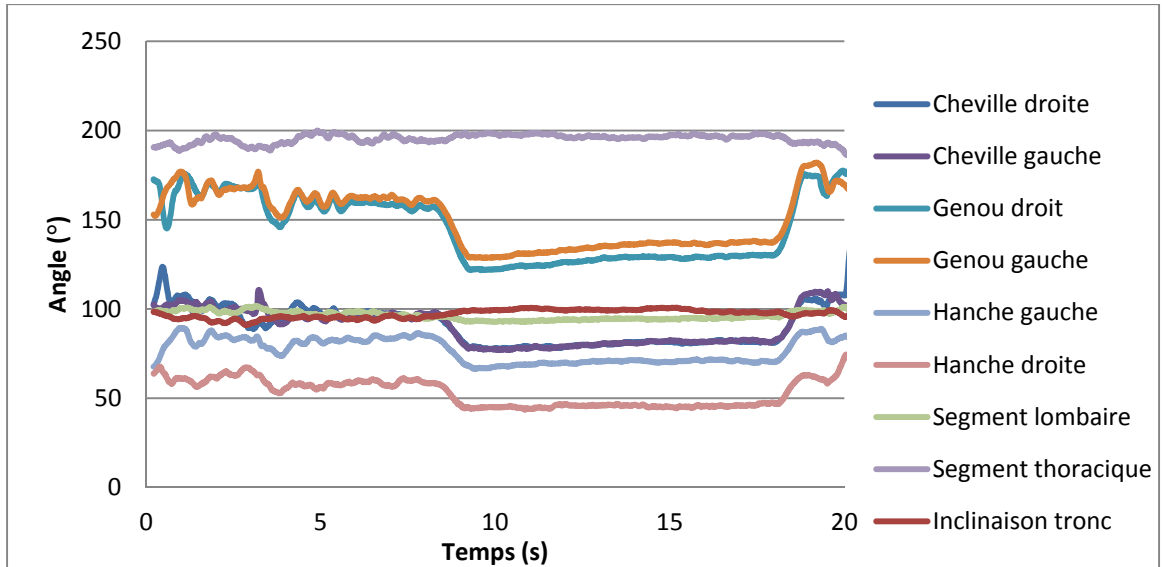


Figure-A IV-1 Angles d'orientation articulaires lors de l'essai 1 (Plan latéral)

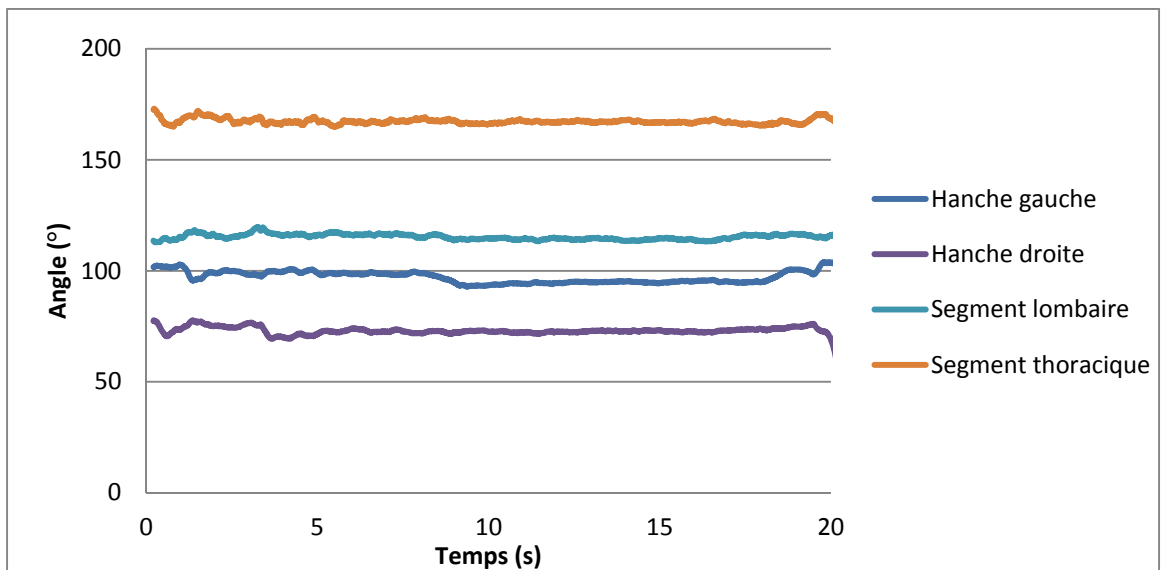


Figure-A IV-2 Angles d'orientation articulaires lors de l'essai 1 (Plan frontal)

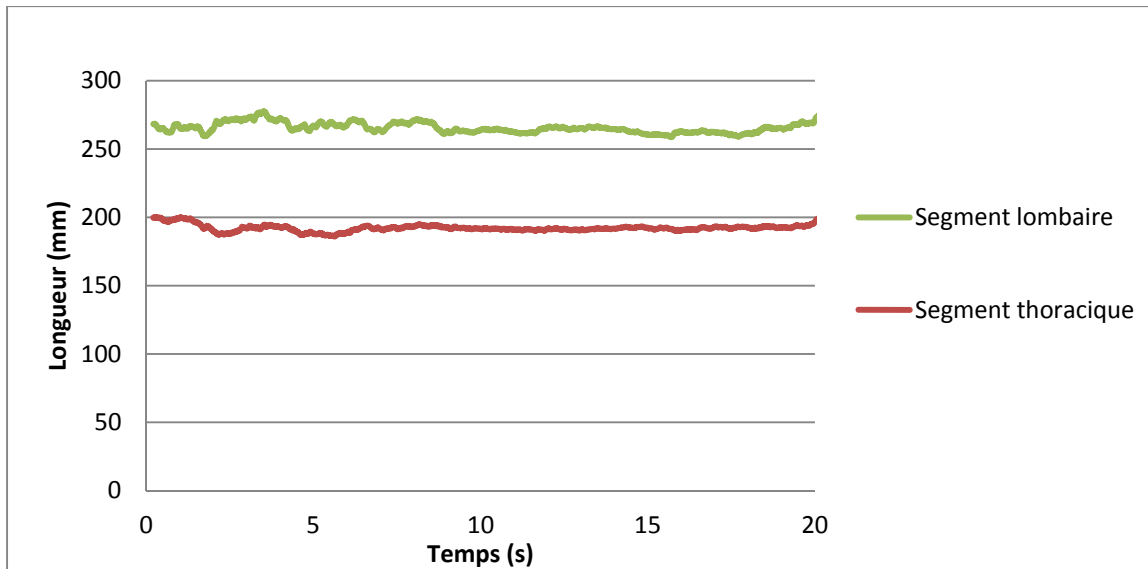


Figure-A IV-3 Longueurs du rachis lors de l'essai 1

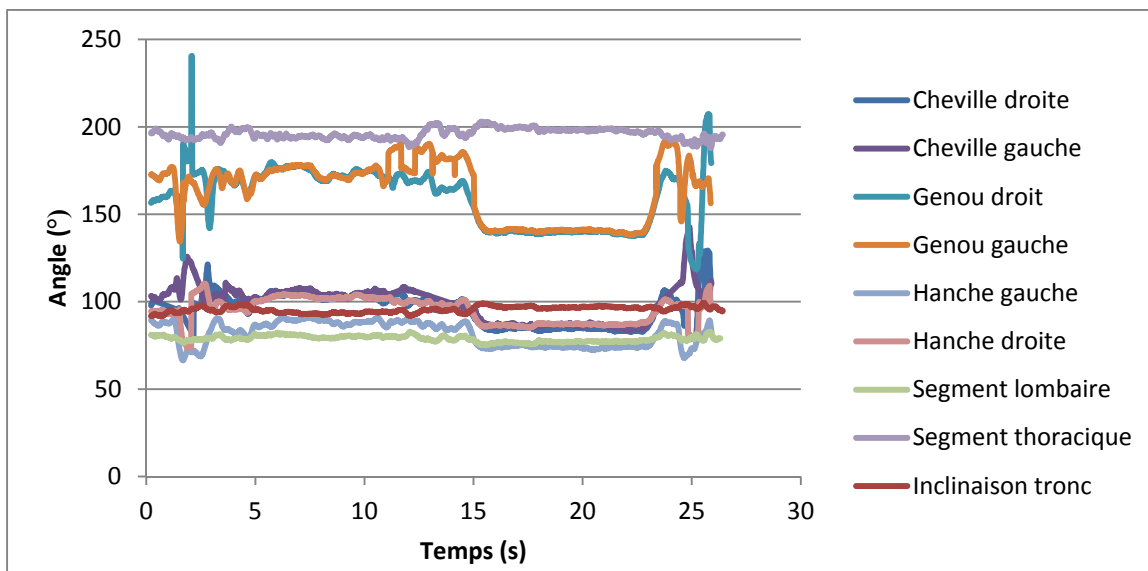


Figure-A IV-4 Angles d'orientation articulaires lors de l'essai 2 (Plan latéral)

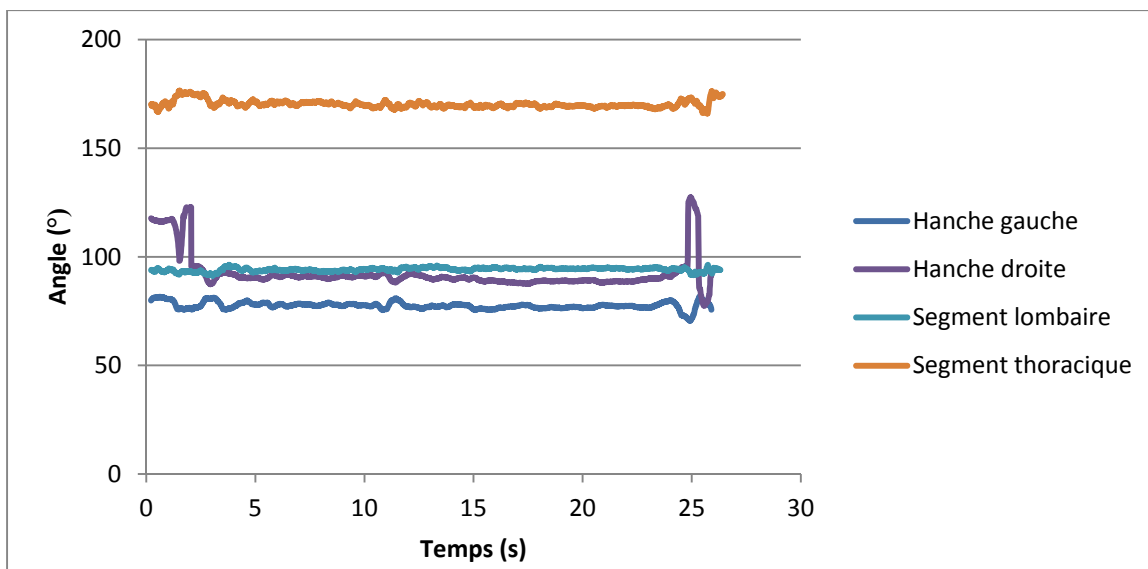


Figure-A IV-5 Angles d'orientation articulaires lors de l'essai 2 (Plan frontal)

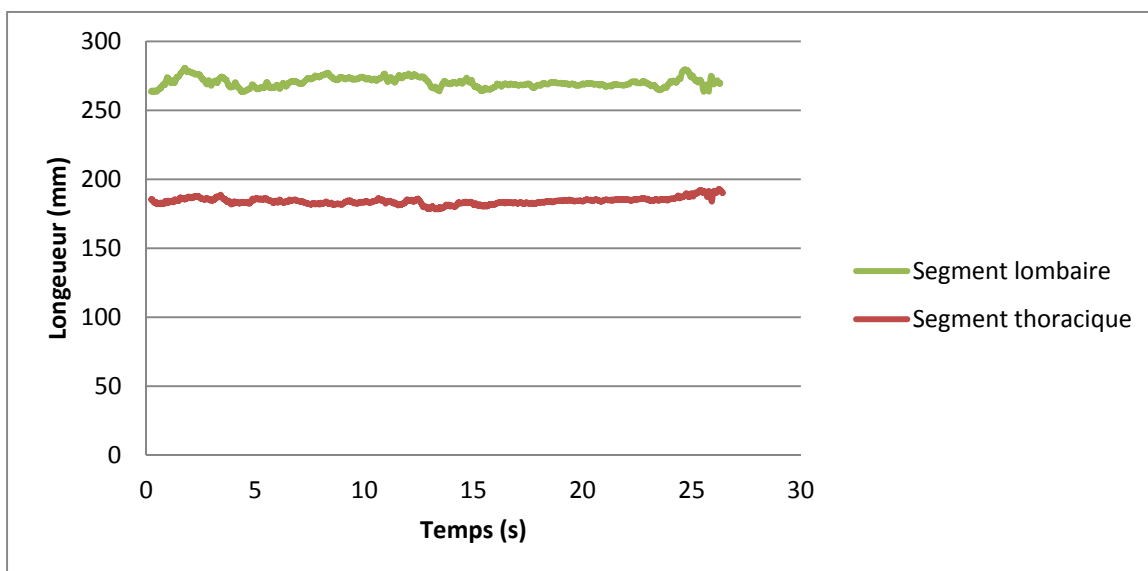


Figure-A IV-6 Longueurs du rachis lors de l'essai 2

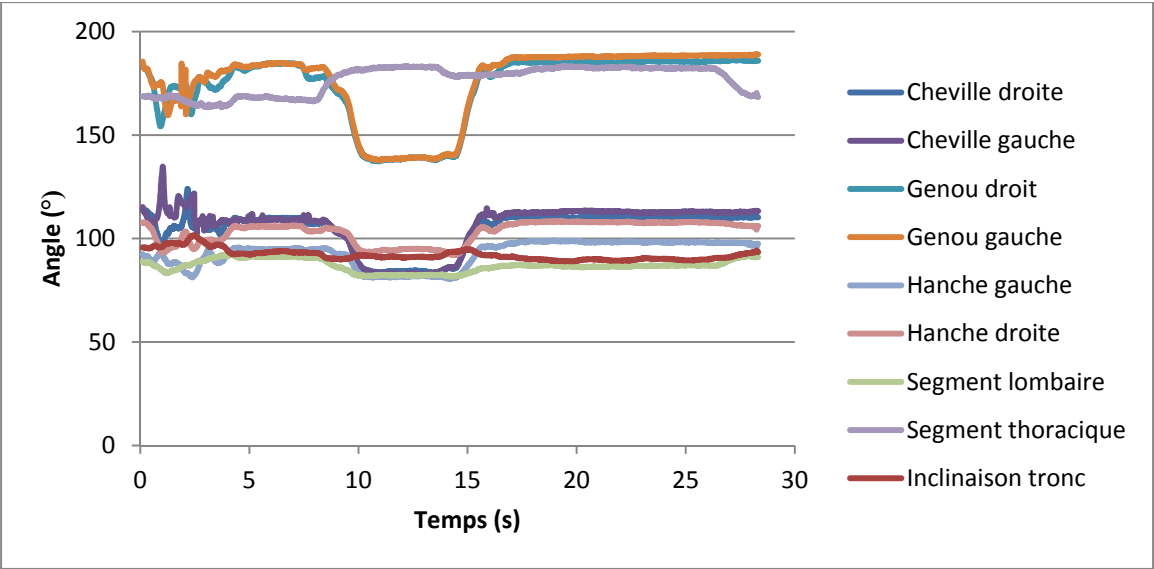


Figure-A IV-7 Angles d'orientation articulaires lors de l'essai 3 (Plan latéral)

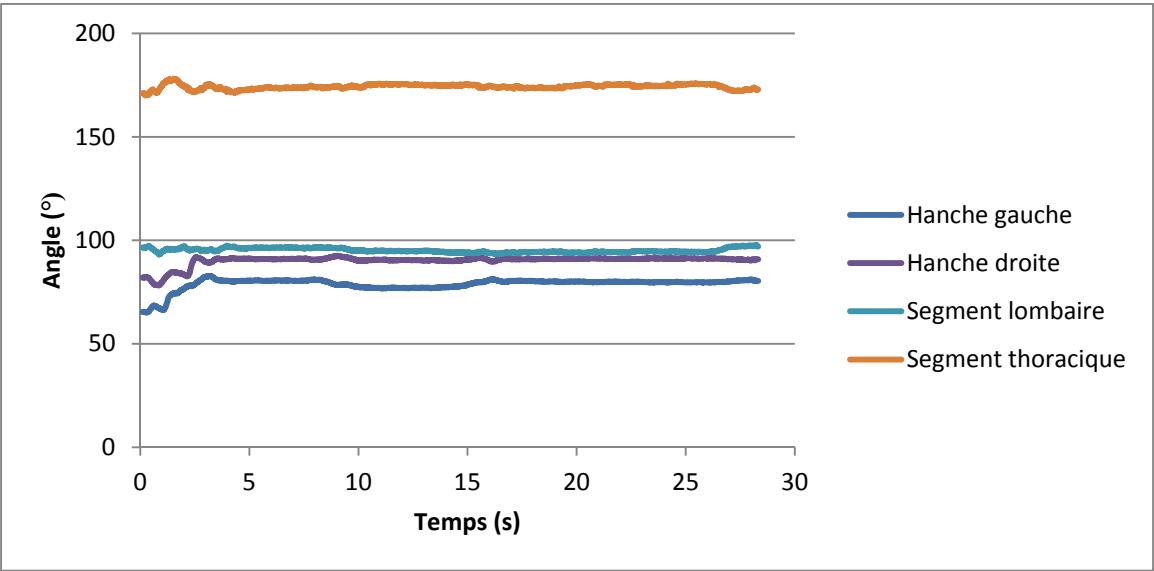


Figure-A IV-8 Angles d'orientation articulaires lors de l'essai 3 (Plan frontal)

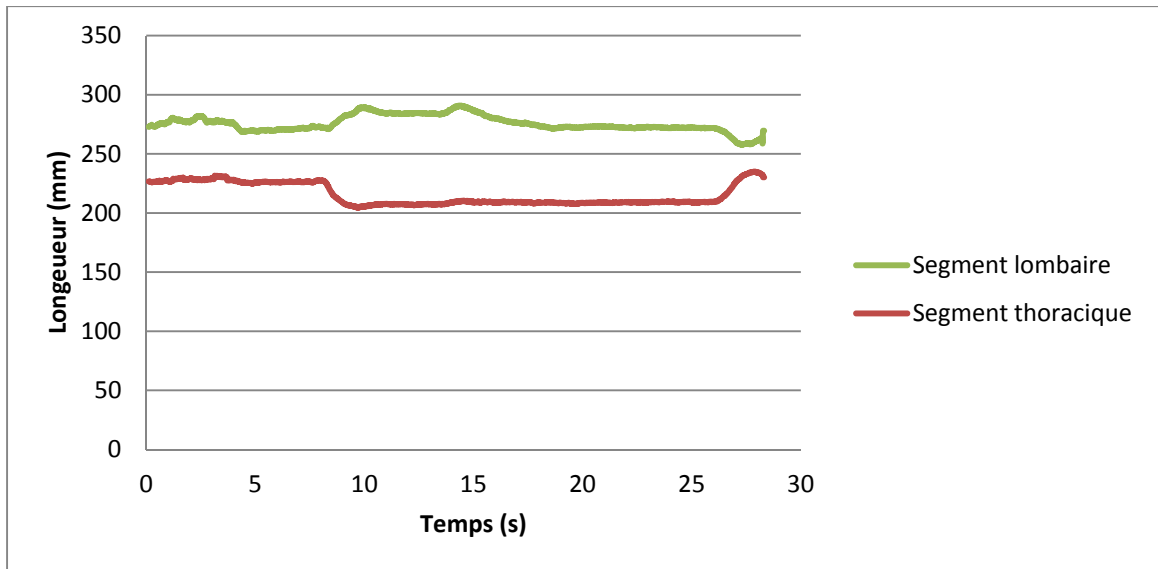


Figure-A IV-9 Longueurs du rachis lors de l'essai 3

ANNEXE V

PLAGES DE TEMPS DES PHASES DE L'ACQUISITION DE L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE

Tableau-A V-1 Plages de temps des phases de l'acquisition

Essai	Phase 1 Déplacement	Phase 2 Maintien
1	0 à 4,0 s	4,0 à 7,5 s
2	0 à 5,2 s	5,2 à 14,3 s
3 (Seul)	0 à 4,3 s	4,3 à 7,1 s

ANNEXE VI

ANGLES ARTICULAIRES MOYENS ET ÉCARTS RELATIFS LORS DES PHASES 1 ET 2 DE L'ANALYSE BIOMÉCANIQUE PRÉLIMINAIRE

Tableau-A VI-1 Angles articulaires moyens et écarts relatifs essai 1

Angle	Phase 1			Phase 2		
	Moyenne	Écart relatif (max)	Écart relatif (min)	Moyenne	Écart relatif (max)	Écart relatif (min)
Cheville gauche	98,9	12 %	-8 %	96,9	1 %	-2 %
Cheville droite	100,1	24 %	-11 %	97,4	1 %	-2 %
Genou gauche	164,2	8 %	-8 %	162,3	1 %	-2 %
Genou droit	162,4	8 %	-11 %	158,9	1 %	-2 %
Hanche gauche PL	81,6	10 %	-17 %	83,5	2 %	-3 %
Hanche gauche PF	99,5	3 %	-4 %	98,6	1 %	-1 %
Hanche droite PL	59,9	13 %	-12 %	58,9	4 %	-4 %
Hanche droite PF	73,4	6 %	-6 %	73,0	2 %	-1 %
Segment lombaire PL	98,7	3 %	-3 %	97,4	1 %	-1 %
Segment lombaire PF	116,1	3 %	-3 %	116,4	1 %	-1 %
Longueur seg. lombaire	268,1	4 %	-3 %	267,1	2 %	-2 %
Segment thoracique PL	193,9	3 %	-3 %	195,4	1 %	-1 %
Segment thoracique PF	167,8	3 %	-2 %	167,1	1 %	-1 %
Longueur seg. thoracique	192,4	4 %	-3 %	191,2	1 %	-2 %
Inclinaison PL	94,6	4 %	-4 %	94,6	2 %	-2 %

Tableau-A VI-2 Angles articulaires moyens et écarts relatifs essai 2

Angle	Phase 1			Phase 2		
	Moyenne	Écart relatif (max)	Écart relatif (min)	Moyenne	Écart relatif (max)	Écart relatif (min)
Cheville gauche	106,2	18 %	-7 %	105,5	2 %	-5 %
Cheville droite	100,9	20 %	-20 %	104,3	2 %	-3 %
Genou gauche	167,1	6 %	-20 %	176,0	1 %	-3 %
Genou droit	167,2	44 %	-25 %	176,4	2 %	-3 %
Hanche gauche PL	81,5	11 %	-18 %	88,8	3 %	-4 %
Hanche gauche PF	78,5	4 %	-4 %	77,9	1 %	-2 %
Hanche droite PL	95,8	15 %	-23 %	103,0	1 %	-3 %
Hanche droite PF	100,5	22 %	-13 %	90,9	1 %	-2 %
Rachis lombaire PL	79,2	3 %	-3 %	81,0	2 %	-2 %
Rachis lombaire PF	93,6	3 %	-2 %	93,9	1 %	-1 %
Longueur seg. lombaire	270,4	4 %	-3 %	269,0	2 %	-1 %
Segment thoracique PL	195,5	2 %	-2 %	194,4	1 %	-1 %
Segment thoracique PF	171,7	3 %	-3 %	170,7	1 %	-1 %
Longueur seg. thoracique	184,9	2 %	-2 %	184,2	1 %	-1 %
Inclinaison PL	95,4	3 %	-4 %	93,9	1 %	-1 %

Tableau-A VI-3 Angles articulaires moyens et écarts relatifs essai 3 (Seul)

Angle	Phase 1			Phase 2		
	Moyenne	Écart relatif (max)	Écart relatif (min)	Moyenne	Écart relatif (max)	Écart relatif (min)
Chevile gauche	111,6	21 %	-8 %	109,0	2 %	-1 %
Chevile droite	106,7	16 %	-8 %	109,4	1 %	-1 %
Genou gauche	175,2	6 %	-9 %	184,0	0 %	-1 %
Genou droit	172,4	7 %	-11 %	183,6	1 %	-1 %
Hanche gauche PL	89,1	7 %	-9 %	94,9	1 %	0 %
Hanche gauche PF	75,6	9 %	-14 %	80,5	0 %	0 %
Hanche droite PL	99,4	8 %	-6 %	105,7	1 %	-1 %
Hanche droite PF	86,1	7 %	-9 %	91,0	0 %	0 %
Segment lombaire PL	88,1	5 %	-6 %	91,2	1 %	-1 %
Segment lombaire PF	95,7	2 %	-3 %	96,4	1 %	0 %
Longueur seg lombaire	277,0	2 %	-3 %	270,0	1 %	-1 %
Segment thoracique PL	166,3	2 %	-2 %	168,0	1 %	-1 %
Segment thoracique PF	173,7	3 %	-2 %	173,2	0 %	-1 %
Longueur seg. thoracique	228,2	1 %	-1 %	226,0	0 %	-1 %
Inclinaison PL	97,0	4 %	-5 %	93,1	1 %	-1 %

ANNEXE VII

PROTOCOLE D'ANALYSE DE LA MOBILITÉ DU RACHIS THORACO- LOMBAIRE LORS DE SUPPORT DE CHARGE

Objectif

Ce protocole vise à évaluer la mobilité du rachis thoracolumbaire lors de flexions, extension et flexions latérales du tronc avec une charge sur les épaules. Cela permettra de cibler la zone du rachis entre les épaules et les hanches où l'amplitude de mouvement est la plus grande.

L'objectif final est de faire le parallèle avec les porteurs de colonnes humaines, afin d'établir la mobilité à ne pas limiter lors de la conception d'un équipement de protection pour ne pas altérer leur technique.

De plus, l'influence de la charge, de la contraction des muscles abdominaux et du port d'une ceinture de soutien lombaire sur la mobilité du rachis thoracolumbaire sera évaluée.

Matériel et méthodes

A. Question de recherche

Quelle est la zone du rachis thoracolumbaire avec la plus grande amplitude de mouvement lors du support d'une charge?

B. Principe de mesure général

- Un système d'analyse du mouvement permet de faire l'acquisition des coordonnées de marqueurs positionnées sur différents repères anatomiques durant les mouvements d'une personne supportant une charge.

C. Montage et matériel requis (spécifications)

- Système d'analyse de mouvement 3D Codamotion

- 2 caméras
- 12 marqueurs

D. Détails du protocole

1) Positionnement et calibration des caméras

2) Fixation des marqueurs :

- a. 5 marqueurs sur les processus épineux (C7, Th, Tb, JTL, B3)
- b. 2 marqueurs sur les crêtes iliaques (B1, B2)
- c. 2 marqueurs sur les grands trochanters (GT1, GT2)

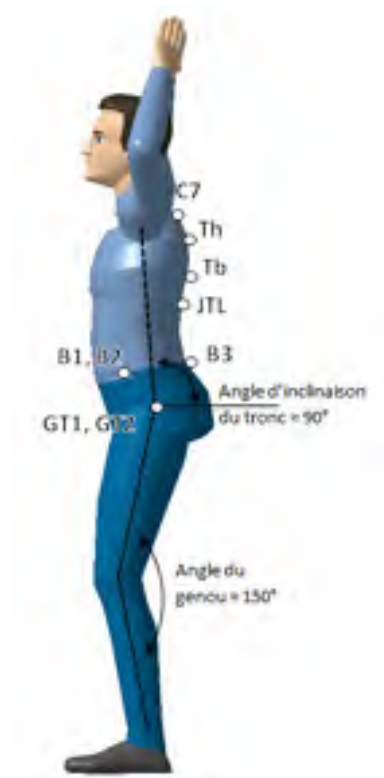


Figure-A VII-1 Positionnement des marqueurs

3) Paramètres

- a. Charge : 0 kg, 10 kg, 20 kg, 40 kg

- b. Contraction des muscles abdominaux
- c. Port d'une ceinture de soutien lombaire

4) Positionnement du sujet

- a. Genoux fléchis à 150 degrés
- b. Rachis en légère extension
- c. Tronc à 90 degrés par rapport au sol
- d. Bras au-dessus de la tête

5) Acquisition des mesures (Coordonnées des marqueurs dans l'espace)

Livrables

1) Données brutes

- Tableau des coordonnées des marqueurs

2) Analyse du mouvement

- Calcul et graphiques des angles d'inclinaison du tronc, du pelvis et des segments du rachis, ainsi que la longueur des rachis lombaires et thoraciques en fonction du temps
- Comparaison des angles et longueurs entre les essais selon les paramètres (Charge, contraction abdominale, ceinture de soutien lombaire) et avec les résultats des essais précédents avec porteurs de colonnes humaines

3) Évaluation du parallèle avec les porteurs de colonne humaine

- Limiter l'analyse des mouvements à la plage d'inclinaison du tronc observée chez les porteurs de colonnes humaines
- Identification de la zone principale de mobilité du rachis lors du support de charge (Comparaison sans et avec charge au début de l'essai)

4) Identification des conditions d'essai

- Informations sur le sujet
- Toute anomalie qui survient durant l'acquisition

ANNEXE VIII

CALCUL DES PONDÉRATIONS DES FONCTIONS DU CAHIER DES CHARGES

Pour calculer le poids des fonctions, une valeur de poids relatif est d'abord posée pour chaque valeur du coefficient d'importance. Ensuite, l'importance et le poids des fonctions sont calculés selon les formules suivantes :

$$Importance = Nombre\ de\ fonction \times Poids\ relatif \quad (5.1)$$

$$Poids = \frac{\frac{Importance}{Somme}}{Nombre\ de\ fonctions} \quad (5.2)$$

Tableau-A VIII-1 Poids des fonctions

K	Nombre de fonctions	Poids relatif pour K	Calcul de l'importance des fonctions de ce groupe	Poids de chaque fonction
5	2	400 %	$(2 \cdot 400 \%) = 8$	$(8/25)/2 = 16 \%$
4	2	300 %	$(2 \cdot 300 \%) = 6$	$(6/25)/2 = 12 \%$
3	4	200 %	$(4 \cdot 200 \%) = 8$	$(8/25)/4 = 8 \%$
2	3	100 %	$(3 \cdot 100 \%) = 3$	$(3/25)/3 = 4 \%$
			Somme = 25	

ANNEXE IX

PROTOCOLE D'ÉVALUATION D'UN DISPOSITIF DE PROTECTION POUR PORTEUR DE COLONNE HUMAINE

1) Objectifs

Ce protocole vise à mesurer les forces appliquées sur le porteur de base d'une colonne humaine et à analyser la cinématique. Les charges appliquées sur les épaules et le bassin, ainsi que la pression appliquée sur les épaules seront mesurées. Puis, les amplitudes de mouvement des membres inférieurs, du rachis et des épaules seront évaluées. L'objectif principal est de comparer les données avec et sans dispositif de protection. D'une part, les données permettront de vérifier si l'utilisation du dispositif de protection permet de réduire la charge sur les épaules et le rachis, ainsi que la pression sur les épaules. D'autre part, elles permettront de vérifier l'effet du dispositif de protection sur la mobilité du porteur.

2) Incertitude technologique

La fréquence d'échantillonnage requise est inconnue, mais elle peut être considérée comme relativement faible, car il n'y a pas de très grandes accélérations. Une fréquence égale ou supérieure à 100 Hz devrait être suffisante. Tous les appareils de mesure devront être calibrés à la même fréquence;

3) Matériel et méthodes

- Matériel requis
 - a) Capteurs de pression (High speed I-Scan, Tekscan, Boston);
 - b) Système optoélectronique à marqueurs passifs (OptiTrack, NaturalPoint, Corvallis);
 - c) Ordinateur avec les logiciels d'acquisition des deux instruments.

- Principe de mesure général
 - a) Les capteurs de pression sont répartis sur la surface du bassin et des épaules et mesurent et enregistrent la force moyenne et son centroïde, ainsi que la pression en fonction du temps;
 - b) Le système optoélectronique enregistre la position 3D des marqueurs positionnés sur le porteur de colonne humaine.

- Détail du protocole
 - a) Montage
 - i) Positionner et brancher les caméras du système optoélectronique aux quatre coins du volume d'acquisition;
 - ii) Calibrer le système optoélectronique selon les instructions du fabricant;
 - iii) Brancher et calibrer les capteurs de pression selon les instructions des fabricants;
 - iv) Positionner les marqueurs passifs sur le porteur;
 - v) Créer le « Skeleton » sur le logiciel d'acquisition du système optoélectronique (requiers la mesure de la taille et de la largeur des épaules);
 - vi) Positionner les capteurs de pression sur les épaules et le bassin du porteur.
 - b) Acquisition des données
 - i) Démarrer l'acquisition avec décompte sur le logiciel du système optoélectronique;
 - ii) À la fin du décompte, démarrer l'acquisition sur le logiciel des capteurs de pression (pour synchroniser les données);
 - iii) Former la colonne humaine sur la plateforme de force et poursuivre l'acquisition pendant environ 10 secondes;
 - iv) Arrêter l'acquisition et enregistrer les fichiers de données.

4) Livrables

- Données brutes

Les données brutes recueillies lors de ce protocole et enregistrées dans des fichiers sont présentées dans le Tableau-A IX-1.

Tableau-A IX-1 Liste des données brutes

Donnée	Outil / Instrument	Unité
Force moyenne appliquée sur le bassin et les épaules	Capteurs de pression	N
Centroïde de la force appliqué sur le bassin et les épaules	Capteurs de pression	(mm, mm)
Pression aux épaules et au bassin	Capteur de pression	kPa
Position 3D des marqueurs positionnés sur le porteur	Système optoélectronique	(mm, mm, mm)

- Conditions d'essai

Les conditions suivantes des essais devront être notées dans un document:

- a) Caractéristiques du porteur de colonne et des autres artistes impliqués (Expérience, historique de blessure, taille, poids);
- b) Anomalie survenant lors de l'essai (Modification au protocole, erreur de manipulation, problème avec un instrument de mesure).

- Analyse des résultats

Les amplitudes de mouvement des membres inférieurs, du rachis et des membres supérieurs sont calculées. Des graphiques sont ensuite tracés pour présenter les forces, pressions et amplitudes de mouvement en fonction du temps. L'analyse des résultats consiste à comparer les valeurs de pression, de force et d'amplitude de mouvement entre les essais. Les conclusions de l'analyse doivent porter sur l'effet du dispositif de protection sur les forces, et pressions et amplitudes de mouvement.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Burden, R. J., et M. Glaister. 2012. « The effects of ionized and nonionized compression garments on sprint and endurance cycling ». *J Strength Cond Res*, vol. 26, n° 10, p. 2837-43.
- Bygrave, S., S. J. Legg, S. Myers et M. Llewellyn. 2004. « Effect of backpack fit on lung function ». *Ergonomics*, vol. 47, n° 3, p. 324-9.
- Calmels, P., P. Queneau, C. Hamonet, C. Le Pen, F. Maurel, C. Lerouvreur et P. Thoumie. 2009. « Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: an open, multicentric, and randomized clinical study ». *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 34, n° 3, p. 215-20.
- Chen, Y. L., et Y. H. Lee. 1997. « A non-invasive protocol for the determination of lumbosacral vertebral angle ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 12, n° 3, p. 185-189.
- Cho, K. J., et U. W. Rah. 1995. « Study of the lumbar curvature with various factors of pelvic inclination. Change of radiographic lumbar curvature according to hip joint flexion ». *Yonsei Med J*, vol. 36, n° 2, p. 153-60.
- Cholewicki, J., K. Juluru, A. Radebold, M. M. Panjabi et S. M. McGill. 1999. « Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure ». *Eur Spine J*, vol. 8, n° 5, p. 388-95.
- Coulombe, Hugo, et Cathy Desgagné. 2010. *Synthèse de l'analyse ergonomique*. Rouyn-Noranda: Université du Québec en Abitibi-Témiscamingue, 23 p.
- Dascombe, B., P. Laursen, K. Nosaka et T. Polglaze. 2013. « No effect of upper body compression garments in elite flat-water kayakers ». *Eur J Sport Sci*, vol. 13, n° 4, p. 341-9.
- Driller, M. W., et S. L. Halson. 2013. « The effects of wearing lower body compression garments during a cycling performance test ». *Int J Sports Physiol Perform*, vol. 8, n° 3, p. 300-6.
- Duffield, R., et M. Portus. 2007. « Comparison of three types of full-body compression garments on throwing and repeat-sprint performance in cricket players ». *Br J Sports Med*, vol. 41, n° 7, p. 409-14; discussion 414.
- Faulkner, J. A., D. Gleadow, J. McLaren et J. R. Jakeman. 2013. « Effect of lower-limb compression clothing on 400-m sprint performance ». *J Strength Cond Res*, vol. 27, n° 3, p. 669-76.

- Fellowes. 2013. « Office suites mesh back support ». < <http://www.fellowes.com/us/en/Products/Pages/product-details.aspx?prod=US-8036501> >. Consulté le 13 octobre.
- Goh, J. H., A. Thambyah et K. Bose. 1998. « Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 13, n° 1 Suppl 1, p. S26-S31.
- Gorden, J. A., S. J. Straub, C. B. Swanik et K. A. Swanik. 2003. « Effects of Football Collars on Cervical Hyperextension and Lateral Flexion ». *J Athl Train*, vol. 38, n° 3, p. 209-215.
- Hall, Susan J. 2007. *Basic biomechanics*, 5th. Boston, Mass.: McGraw-Hill, xvi, 544 p. p.
- Harman, E. A., R. M. Rosenstein, P. N. Frykman et G. A. Nigro. 1989. « Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weight lifting ». *Med Sci Sports Exerc*, vol. 21, n° 2, p. 186-90.
- HealthSource Chiropractic Care. 2013. « Spondylolisthesis ». < <http://www.richmondchiro.net/health-conditions/spondylolisthesis/> >. Consulté le 13 octobre.
- Hidalgo, B., M. Gilliaux, W. Poncin et C. Detrembleur. 2012. « Reliability and validity of a kinematic spine model during active trunk movement in healthy subjects and patients with chronic non-specific low back pain ». *J Rehabil Med*, vol. 44, n° 9, p. 756-63.
- Hwang, S., et Y. Kim. 2009. « Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting ». *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 10, p. 15.
- ImageTwin. 2013. « Body scanning ». < http://www.imagetwin.com/body_scanning.html >. Consulté le 13 octobre.
- Kapandji, I. A. 2005. *Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine*, 6e éd.. Paris: Maloine, 3 v. p.
- Leatt. 2013. « GPX Pro Lite ». < <http://www.leatt-brace.com/index.php/choose-your-sport/enduro/gpx-pro-lite> >. Consulté le 13 octobre.
- Lee, Y. H., et C. Y. Chen. 2000a. « Belt effects on lumbar sagittal angles ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 15, n° 2, p. 79-82.
- Lee, Y. H., et Y. L. Chen. 2000b. « Regressionally determined vertebral inclination angles of the lumbar spine in static lifts ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 15, n° 9, p. 672-7.

- Legg, S. J., et C. O. Cruz. 2004. « Effect of single and double strap backpacks on lung function ». *Ergonomics*, vol. 47, n° 3, p. 318-23.
- Legg, S. J., et A. Mahanty. 1985. « Comparison of five modes of carrying a load close to the trunk ». *Ergonomics*, vol. 28, n° 12, p. 1653-60.
- Marieb, Elaine Nicpon. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, 3e éd.. Saint-Laurent, Québec: Éditions du Renouveau pédagogique, xxi, 1288 p. p.
- Morl, F., H. Wagner et R. Blickhan. 2005. « Lumbar spine intersegmental motion analysis during lifting ». *Pathophysiology*, vol. 12, n° 4, p. 295-302.
- Netter, Frank H. 2006. *Atlas of human anatomy*, 4th. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier, 548, 47 p. p.
- Nordin, Margareta, et Victor H. Frankel. 2001. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, 3rd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, xvii, 467 p. p.
- Pruscino, C. L., S. Halson et M. Hargreaves. 2013. « Effects of compression garments on recovery following intermittent exercise ». *Eur J Appl Physiol*, vol. 113, n° 6, p. 1585-96.
- Reebok Hockey. 2013. « KFS Hybrid shoulder pads ». < <http://reebokhockey.com/en/gear/player/protective/kfs-hybrid-shoulder-pads#> >. Consulté le 13 octobre.
- Reid, S. A., J. M. Stevenson et R. A. Whiteside. 2004. « Biomechanical assessment of lateral stiffness elements in the suspension system of a backpack ». *Ergonomics*, vol. 47, n° 12, p. 1272-81.
- Rowson, S., D. E. McNeely, P. G. Brolinson et S. M. Duma. 2008. « Biomechanical analysis of football neck collars ». *Clin J Sport Med*, vol. 18, n° 4, p. 316-21.
- Scholten, P. J., A. G. Veldhuizen et H. J. Grootenboer. 1988. « Stability of the human spine: a biomechanical study ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 3, n° 1, p. 27-33.
- Sear, J. A., T. K. Hoare, A. T. Scanlan, G. A. Abt et B. J. Dascombe. 2010. « The effects of whole-body compression garments on prolonged high-intensity intermittent exercise ». *J Strength Cond Res*, vol. 24, n° 7, p. 1901-10.
- Skins. 2013. « Men's compression ». < <http://store.skins.net/intl/mens-compression/> >. Consulté le 13 octobre.
- Spidi. 2013. « Defender back&chest ». < http://www.spidi.com/eu/eu_en/motorcycle-protective-gear/backandchest-180-195.html >. Consulté le 13 octobre.

- Stuempfle, K. J., D. G. Drury et A. L. Wilson. 2004. « Effect of load position on physiological and perceptual responses during load carriage with an internal frame backpack ». *Ergonomics*, vol. 47, n° 7, p. 784-9.
- Sun, J., A. Rojas, R. Kraenzler et P. J. Arnoux. 2012. « Investigation of motorcyclist safety systems contributions to prevent cervical spine injuries using HUMOS model ». *International Journal of Crashworthiness*, vol. 17, n° 6, p. 571-581.
2012. *Backpack exoskeleton*. < <http://www.google.com/patents/US20120292361> >. Consulté le 13 octobre 2013.
- Thomas, J. S., S. A. Lavender, D. M. Corcos et G. B. Andersson. 1999. « Effect of lifting belts on trunk muscle activation during a suddenly applied load ». *Hum Factors*, vol. 41, n° 4, p. 670-6.
- Thoumie, Philippe, Jean-Luc Drape, Claire Aymard et Michel Bedoisseau. 1998. « Effects of a lumbar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and recording ». *Clinical Biomechanics*, vol. 13, n° 1, p. 18-26.
- Vialle, R., N. Levassor, L. Rillardon, A. Templier, W. Skalli et P. Guigui. 2005. « Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 87, n° 2, p. 260-7.
- Watier, B. 2006. « Comportement mécanique du rachis cervical : une revue de littérature ». *ITBM-RBM*, vol. 27, n° 3, p. 92-106.
- White, Augustus A., et Manohar M. Panjabi. 1990. *Clinical biomechanics of the spine*, 2nd. Philadelphia: Lippincott, xxiii, 722 p. p.